FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1968

THÈSE

N° 27

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

SANCHEZ Alain

né le 29 novembre 1939 à Oujda

Présentée et soutenue publiquement le

ASSISTANCE CIRCULATOIRE

Président : M. A. MEYER, Professeur

PREFECTURE DU CALVADOS — SERVICES GENERAUX
ATELIER D'IMPRIMERIE - CAEN -

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523704_0061

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1968 — **THÈSE** N° _

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

SANCHEZ Alain

né le 29 novembre 1939 à Oujda

Présentée et soutenue publiquement le

ASSISTANCE CIRCULATOIRE

Président : M. A. MEYER, Professeur

PREFECTURE DU CALVADOS – SERVICES GENERAUX
ATELIER D'IMPRIMERIE - CAEN -

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

1er/3/1968

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. Alajouanine (T.), Bénard (H.), Bernard (E.), Binet (L.), Bulliard (H.), Cathala (J.), Chabrol (E.), Chailley-Bert (P.), Cheymol (J.), Coste (F.), Debré (R.), Dechaume (M.), Galliard (H.), Gaudard d'Allaines (F. de), Gennes (L. de), Giroud (A.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Lacomme (M.), Lamy (M.), Laroche (G.), Lelong (M.), Lévy (Mlle J.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Maduro (R.), Marchal (G.), Mathieu (P.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Pasteur Vallery-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Piédelièvre (R.), Quénu (J.), Renard (G.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.), Turpin (R.), Verne (J.).

DOYEN . . . . . Georges BROUET

1er ASSESSEUR . . . . . Daniel BARGETON

2e ASSESSEUR . . . . . Jean GOSSET

A. — CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

	MM.
Anatomie	DELMAS (A.)
—	HUARD (P.)
à titre personnel	CABROL (Ch.)
— —	OLIVIER (G.)
Anatomie et Cytologie pathologiques	DELARUE (J.)
à titre personnel	NEZELOF (Ch.)
— —	ORCEL (L.)
Biochimie médicale	JAYLE (M.-F.)
— —	DESGREZ (P.)
— —	POLONOVSKI (J.)
Chimie Pathologique	SCHAPIRA (G.)
à titre personnel	CARTIER (P.)
— —	DREYFUS (J.-Cl.)
Biologie médicale (à titre personnel)	BOURLIÈRE (F.)
— —	HARTMANN (L.)
Biophysique médicale	BUGNARD (L.)
— —	DJOURNO (A.)
— —	DOGNON (A.)
à titre personnel	KELLERSHOHN (L.)
— —	GOUGEROT (L.)
— —	ROUCAYROL (J.-Cl.)
Cancérologie expérimentale	MATHÉ (G.)
Génétique fondamentale	LEJEUNE (J.)
Histologie et Embryologie	COUJARD (R.)
— —	TUCHMANN-DUPLESSIS (H.)
à titre personnel	RACADOT (J.)
Microbiologie	FASQUELLE (R.)
Bactériologie et Virologie	TOURNIER (P.)
à titre personnel	BARBIER (P.)

	MM.
Parasitologie	LARIVIÈRE (M.)
Pathologie expérimentale et comparée	MERKLEN (F.-P.)
à titre personnel	LŒPER (J.)
Pharmacologie	BOISSIER (J.-R.)
—	LECHAT (P.)
Physiologie	BARGETON (D.)
—	MALMEJAC (J.)
—	PARROT (J.)
à titre personnel	DEJOURS (P.)
Physiologie et biologie appliquée aux sports	SCHERRER (J.)

B. — CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

1° MÉDECINE

Biologie médicale	FAUVERT (R.)
Histoire de la Médecine et de la Chirurgie	COURY (Ch.)
Hygiène et Médecine préventive	BOYER (J.)
Médecine du Travail	DESOILLE (H.)
Médecine légale, droit médical et déontologie	DEROBERT (L.)
Pathologie exotique	BRUMPT (L.-C.)
Pathologie médicale	BUGE (A.)
— —	BRICAIRE (H.)
— —	CORNET (A.)
— —	HOUSSET (E.)
— —	LAROCHE (Cl.)
à titre personnel	AZERAD (E.)
— —	BOUR (H.)
— —	BROCARD (H.)
— —	CAROLI (J.)
— —	FACQUET (J.)
— —	LAMBLING (A.)
— —	LAUNAY (Cl.)
— —	PAYET (M.)
— —	PERRAULT (M.)
— —	SIGUIER (F.)
— —	WORMS (R.)
— —	BOUVIER (J.)
Pathologie respiratoire	TURIAF (J.)
Pathologie et Thérapeutique générales	MAURICE (P.)
Thérapeutique	LAMOTTE (M.)
Thérapeutique appliquée	MARCHE (J.)

Chaires de Cliniques :

Clinique cardiologique (Boucicaut)	LENÈGRE (J.)
— — (Broussais)	SOULIÉ (P.)
Clinique dermatologique (Saint-Louis)	DUPERRAT (F.)

	MM.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques (Saint-Louis)	DEGOS (R.)
Clinique endocrinologique (Pitié)	DECOURT (J.)
Clinique des maladies infectieuses (Claude-Bernard)	MOLLARET (P.)
à titre personnel	BASTIN (R.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale (Sainte-Anne)	DELAY (J.)
à titre personnel (neuro-psychiatrie)	PICHOT (P.)
Clinique des maladies du système nerveux (Salpêtrière)	CASTAIGNE (P.)
Clinique neurologique (Salpêtrière)	GARCIN (R.)
à titre personnel	LHERMITTE (F.)
Clinique de neuro-psychiatrie infantile (Salpêtrière)	MICHAUX (L.)
Clinique des maladies du sang (Broussais)	BERNARD (J.)
à titre personnel (hématologie)	ANDRÉ (R.)
— — —	BOUSSER (J.)
— — —	DREYFUS (B.)
Cliniques médicales — Bicêtre	DEPARIS (M.)
Cliniques médicales — Broussais	MILLIEZ (P.)
Cliniques médicales — Cochin	PÉQUIGNOT (H.)
Cliniques médicales — Hôtel-Dieu	BARIETY (M.)
Cliniques médicales — Pitié	DREYFUS (G.)
Cliniques médicales — Saint-Antoine	BOUDIN (G.)
Cliniques médicales — —	CONTE (M.)
Cliniques médicales — —	KOURILSKY (R.)
Clinique médicale propédeutique (Broussais)	JUSTIN-BESANÇON (L.)
Clinique thérapeutique médicale (Saint-Antoine)	LEMAIRE (A.)
Clinique et Séméiologie médicales (Antoine-Chantin)	DOMART (A.)
Séméiologie médicale (Lariboisière)	BOUVRAIN (Y.)
— — (Pitié)	RAMBERT (P.)
— — (Rothschild)	WOLFROMM (R.)
Clinique d'Hydrologie et de Climatologie (Bichat)	DEBRAY (Ch.)
à titre personnel	GIBERTON (A.)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies métaboliques (Hôtel-Dieu)	DEROT (M.)
Clinique néphrologique (Necker)	HAMBURGER (J.)
à titre personnel	RICHET (G.)
— —	CROSNIER (J.)
Clinique de Génétique médicale (Enfants-Malades)	ROYER (P.)
Clinique des maladies des enfants (Enfants-Malades)	MOZZICONACCI (P.)
Clinique médicale infantile et de pédiatrie sociale (Enfants-Malades)	MARIE (J.)
Clinique de pédiatrie (Trousseau)	BRISSAUD (H.)
à titre personnel	LESOBRE (R.)
Clinique de pédiatrie et de puériculture (Saint-Vincent-de-Paul)	THIEFFRY (S.)

	MM.
Hygiène et Clinique de la première enfance (Trousseau)	LAPLANE (R.)
à titre personnel	POLONOVSKI (Cl.)
Clinique de pneumo-phtisiologie (Laennec)	BROUET (G.)
à titre personnel	KREIS (B.)
— —	MEYER (A.)
Clinique de rééducation motrice	GROSSIORD (A.)
Electroradiologie	LEDOUX-LEBARD (M.)
—	LEFEBVRE (J.)
Radiologie médicale	DESGREZ (H.)
à titre personnel	FISCHGOLD (H.)
— —	TUBIANA (M.)
— —	CHERIGIE (E.)
Clinique de rhumatologie médicale et sociale (Cochin)	DELBARRE (F.)
Clinique rhumatologique (Lariboisière)	SÈZE (S. de)
Clinique toxicologique (Fernand-Widal)	GAULTIER (M.)

2° CHIRURGIE

Anesthésiologie	VOURC'H (G.)
Pathologie chirurgicale	LAURENCE (G.)
— —	KUSS (R.)
— —	N...
à titre personnel	RAMADIER (J.)
Physiologie et pathologie obstétricales	MORIN (P.)
Technique chirurgicale et chirurgie expérimentale	MONSAINGEON (A.)

Chaires de Cliniques :

Clinique carcinologique (Gustave-Roussy)		DENOIX (P.)
Clinique carcinologique chirurgicale (Necker)		REDON (H.)
à titre personnel		BRÉHANT (J.)
Cliniques chirurgicales	Beaujon	LORTAT-JACOB (J.-L.)
	—	BAUMANN (J.)
	Cochin	LÉGER (L.)
	Hôtel-Dieu	PATEL (J.)
	Saint-Antoine	GOSSET (J.)
	Salpêtrière	SICARD (A.)
	Tenon	OLIVIER (Cl.)

	MM.
Clinique thérapeutique chirurgicale (Vaugirard)	ROUX (M.)
Séméiologie et clinique chirurgicales (Broussais)	POILLEUX (F.)
— — — (Saint-Louis)	DEBEYRE (J.)
Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique (Cochin)	MERLE d'AUBIGNÉ (R.)
— — — — (Foch)	PADOVANI (P.)
— — — — (Beaujon)	CAUCHOIX (J.)
Clinique traumatologique et orthopédique (Raymond-Poincaré)	JUDET (R.)
Clinique de chirurgie infantile et orthopédique (Enfants-Malades)	FÈVRE (M.)
à titre personnel	CHIGOT (P.-L.)
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire (Broussais)	DUBOST (Ch.)
Clinique de chirurgie thoracique (Laennec)	MATHEY (J.)
à titre personnel	GAUDART D'ALLAINES (Cl. de)
Clinique chirurgicale et gynécologique (Broca)	HUGUIER (J.)
Clinique obstétricale (Baudelocque)	LEPAGE (F.)
— — (Saint-Antoine)	MERGER (R.)
Clinique obstétricale et gynécologique (Port-Royal)	VARANGOT (J.)
Clinique de neuro-chirurgie (Pitié)	DAVID (M.)
à titre personnel	LEBEAU (J.)
Clinique ophtalmologique (Cochin)	BRÉGEAT (P.)
— — (Hôtel-Dieu)	OFFRET (G.)
Clinique oto-rhino-laryngologique (Lariboisière)	AUBRY (M.)
Clinique stomatologique (Salpêtrière)	CERNEA (P.)
Clinique urologique (Cochin)	ABOULKER (P.)
— — (Necker)	COUVELAIRE (R.)

C. — PROFESSEURS SANS CHAIRE

	MM.
Anatomie	GILLOT (Cl.)
Anatomie pathologique	GOUYGOU (Ch.)
Bactériologie	CHRISTOL (D.)
Bactériologie	LE MINOR (L.)
Biochimie médicale	CARTIER (P.) GONNARD (P.) NORDMANN (J.)
Chirurgie	CERBONNET (G.)
Hématologie	BESSIS (M.) BILSKI-PASQUIER (B.)
Hygiène	BLANCHER (G.) CORRE-HURST (Mme L.)
Médecine légale	CECCAL P.) HADENGUE (A.) FOURNIER (E.)

	MM.
Médecine générale	AUSSANNAIRE (M.)
Maladies infectieuses	DUPONT (V.)
Neuro-psychiatrie	TARDIEU (G.)
Pédiatrie	ROSSIER (A.)
Physique médicale	COURSAGET (J.) GREMY (F.) PELLERIN (P.)
Physiologie	DURAND (J.) GIRARD (Fr.) HUGELIN (A.)
Stomatologie	CHAPUT (Mme A.)
Pharmacologie	SCHMITT (H.)

D. — PROFESSEURS DÉTACHÉS DANS LES UNIVERSITÉS ÉTRANGÈRES

	MM.
Pathologie chirurgicale	RUDLER (J.) Pr. s. ch.

E. — PROFESSEURS ASSOCIÉS

Hormonologie	MORICARD (R.)
Statistique médicale et épidémiologie	SCHWARTZ (D.)
Néphrologie	MAXWELL (M.)

Secrétaire général de la Faculté	M. LENA (J.)
Conseiller administratif	Mlle CHAINTREUIL (G.)
Conservateur en Chef de la Bibliothèque. Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine	M. le Docteur HAHN (A.)
Conservateurs	Mme FORGET (F.), Mlles DUMAITRE (P.), LAURENT (H.), LE NOIR (G.)
Bibliothécaires	Mmes CONTET (J.), Mlles DUROZOY (M.-F.), ROBERGE (D.), LE QUANG LINH (G.), REUGE (M.)

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A mes parents à qui je dois tant

A ma femme, à ma fille

A mes beaux-parents

A Monsieur le Professeur A. MEYER

Avec notre respectueuse reconnaissance pour le grand honneur qu'il nous fait en acceptant la présidence de cette thèse.

A ma famille,

A mes amis,

A mes collègues.

INTRODUCTION

Sous le terme d'Assistance Circulatoire, il faut comprendre toutes les méthodes capables d'assurer totalement ou partiellement pendant un temps donné la fonction du coeur défaillant.

Dès 1929, BRUKHONENKO (30) définissait "la circulation parallèle" et réalisait la première circulation extracorporelle du coeur et des poumons sur le chien.

En 1937, GIBBON (71) étudie sur le chat une dérivation partielle veino-artérielle avec oxygénation et ses possibilités hémodynamiques après embolie pulmonaire.

En 1957, STUCKEY (164) rapporte quatre cas d'infarctus du myocarde qui ont bénéficié de l'application d'un coeur-poumon artificiel conçu pour un usage chirurgical.

Depuis une dizaine d'années, l'application de coeur-poumons artificiels est courante en chirurgie cardiaque et il a paru légitime aux cliniciens d'utiliser des appareils de conception comparable pour traiter certains syndromes de défaillance cardiocirculatoire.

La multiplicité des procédés proposés et des conditions d'application rend difficile tout essai de systématisation.

Cependant, nous limiterons l'étude de l'assistance circulatoire aux méthodes capables de permettre à l'organisme de passer un cap dangereux en apportant à la circulation une aide efficace en débit et en pression.

Ces méthodes font essentiellement appel à des circuits extracorporels, des appareillages implantables ou paracorporels, toutes prenant une part du travail mécanique du coeur à assister.

Avant de passer en revue des méthodes, leurs indications et leurs limites, un chapitre sera envisagé, destiné à fixer les buts et les problèmes de l'assistance circulatoire.

*****

BUT DES CIRCULATIONS D'ASSISTANCE

A/ La restauration ou le maintien des conditions hémodynamiques, en ce qui concerne débit et pression, nécessaires à une perfusion valable des organes essentiels.

La pression artérielle systémique étant fonction du débit cardiaque et des résistances périphériques, l'élévation d'un de ces deux facteurs peut dans certaines limites compenser la chute de l'autre. Dans le cas d'une chute du débit cardiaque, la pression de perfusion des territoires privilégiés peut être maintenue par l'augmentation des résistances périphériques d'autres territoires (ceux-ci étant exclus de la circulation artérielle, on conçoit qu'un tel mécanisme ne puisse être entretenu longtemps par l'organisme).

D'une manière générale, quelque soit le mécanisme initial de l'anoxie périphérique, les conséquences sont les mêmes :

- acidose métabolique,
- baisse des résistances périphériques, (AGRESS - 1 - HEYER - 91), d'où hypotension artérielle,
- stockage sanguin périphérique entraînant une baisse du retour veineux, aggravant encore la chute du débit cardiaque.

La circulation assistée est sous la dépendance de ces données hémodynamiques car la chute du retour veineux limite le débit du circuit extracorporel ; d'autre part, le stockage périphérique du sang est

une complication des circulations extracorporelles prolongées (67). L'emploi des médicaments à action vasomotrice destinés à mobiliser le sang périphérique est possible au cas où le choc n'est pas encore irréversible.

B/ La restauration ou le maintien d'une oxygénation correcte du sang artériel.

En dehors même des troubles autonomes de la fonction respiratoire, l'assistance respiratoire est le plus souvent indissociable des circulations extracorporelles, car toute défaillance cardiaque aigüe se double rapidement de désordres humoraux.

L'oxygénation extracorporelle peut se faire entre deux veines ou entre artère et veine.

1° Oxygénation veino-veineuse -

La dérivation veino-veineuse par dérivation extracorporelle d'une veine périphérique à une autre avec un circuit comprenant un oxygénateur (KRASNA 109-110 - SCHRAMEL 152 - HELMSWORTH 90).

KRASNA (109-110) utilisant un oxygénateur à disques et une dérivation veine cave inférieure - veine cave supérieure, améliore de 20 à 40 % une désaturation artérielle expérimentale avec un débit extracorporel compris entre 25 ml et 55 ml/Kg/mn.

Le contrôle sévère du volume sanguin extracorporel doit suffire à maintenir la stabilité de la pression artérielle même pour de gros débits.

CALLAGHAN (33), dans le cadre particulier des détresses respiratoires chez les nouveaux-nés prématurés, recueille tout le sang veineux et l'oxygène puis le rejette dans l'oreillette droite avec les placentas artificiels ; oxygénation pré-pulmonaire.

2° Oxygénation artério-veineuse.

RASCHKIND (138) a utilisé un oxygénateur à bulles entre artère et veine fémorales. Il a ainsi réussi à maintenir en vie plusieurs heures des chiens en apnée.

C/ Problèmes cardio vasculaires.

Il suffit qu'un procédé mécanique distribue un volume suffisant de sang sous une pression physiologique pour que l'irrigation tissulaire, et en particulier myocardique, se maintienne ou se répare sauf si l'on est déjà au stade d'irréversibilité.

Des expériences de perfusion intra-artérielle (16-155) ont permis la prévention du choc périphérique primitif (aussi semble-t-il vain de vouloir séparer assistance circulatoire et cardiaque).

Plus précisément, le tissu myocardique doit être convenablement irrigué : le coeur lésé, incapable d'assurer un débit circulatoire valable, peut être la victime de sa propre défaillance car à la lésion causale myocardique vient s'ajouter l'insuffisance de l'irrigation coronaire aggravant encore le déficit cardiaque (SARNOFF 151 bis). Ainsi se trouve réalisé un cercle vicieux qui ne peut être rompu qu'en diminuant le travail du coeur, ce qui lui permet de récupérer "sa dette métabolique".

Au cours des circulations extracorporelles chirurgicales, l'exclusion du coeur est absolue et la circulation sous la domination de la machine. Bien différente est l'assistance circulatoire ou deux circulations existent et entraînent une dissociation des mécanismes réflexes cardio-circulatoires normalement liés entre eux.

Les expérimentateurs se sont heurtés à la dissociation des facteurs, considérés comme déterminants du travail cardiaque ; pression artérielle et débit (5-26-28), qui sont le résultat conjugué du coeur naturel et du procédé d'assistance.

1° Le Travail du coeur -

Le coeur est un muscle au mauvais rendement puisque son travail utile ne dépasse pas 20 à 30 % de la dépense énergétique globale.

Ce travail utile par battement pour chaque ventricule peut être calculé approximativement par la formule :

$$W = Q R + \frac{p v 2}{2 g} ,$$

où W = travail,

Q = volume de l'éjection systolique

R = pression artérielle systolique aortique pour le ventricule gauche ou pulmonaire pour le ventricule droit,

p = masse de sang éjecté,

v = vitesse d'éjection,

g = accélération de la pesanteur.

$\frac{p v 2}{2 g}$ représente le travail cinétique et, du fait de sa faible importance quantitative, est négligeable.

On peut donc, à fréquence égale diminuer le travail car-

diaque en diminuant soit le débit cardiaque, soit la pression d'éjection.

Si l'on considère les variations de la consommation myocardique d'02 rapportée à 100 g. de ventricule gauche (qui assure à lui seul 80 % du travail) on constate que cette Q 02 est moins fonction du débit que de la pression moyenne d'éjection. Celle-ci n'est autre que la pression que le ventricule doit vaincre durant l'éjection systolique. SARNOFF (149) a montré sur le coeur isolé que la Q 02 était proportionnelle à l'index temps-tension (T. T. I.) c'est-à-dire au produit de la pression aortique systolique moyenne par la durée d'éjection systolique et la fréquence cardiaque.

GORLIN et coll. (77) ont montré que, sur le chien entier, le rapport Q 02 / T. T. I. restait constant dans diverses conditions hémodynamiques, alors que le rapport Q 02 / travail cardiaque subit des variations notables.

On peut donc prévoir qu'une diminution isolée du débit est un moyen peu efficace de réduire le travail cardiaque ou plus exactement la consommation d' 0 2.

La formule T. T. I. n'est pas non plus en parallélisme étroit avec la consommation d' 0 2. Un agent inotrope positif injecté à un coeur ne cause pas nécessairement une augmentation de la consommation d' 0 2 mais diminue la durée d'éjection et donc diminue le T. T. I. (DAGGET 46 - SARNOFF 150-151).

L'estimation d'un travail cardiaque global par T.T.I. n'est

pas toujours applicable et seules seraient valables les estimations de la consommation d' 0 2 du myocarde.

2° Le Débit coronaire -

L'augmentation du débit coronaire est une condition nécessaire à la récupération du myocarde (10 - 38 - 39).

La circulation coronaire se faisant surtout durant la diastole (169 - 173), (26 - 45 - 81) il est logique de penser que l'élévation de la pression diastolique de perfusion augmentera le débit coronaire.

Cette hypothèse a été confirmée par CASTEN (35) - KANTROWITZ (99).

KANTROWITZ a obtenu une augmentation appréciable du débit coronaire, en retardant l'onde de pression systolique vers une artère coronaire par une préparation ingénieuse. Il anastomose une artère périphérique avec une artère coronaire par un cathéter dont la longueur est telle que l'onde de pression systolique n'atteint l'artère coronaire qu'au temps diastolique. Ainsi, il augmente le débit coronaire de 25 à 30 %.

Cependant si, dans l'optique d'assistance circulatoire, on attache une grande importance à la pression aortique diastolique et à sa conséquence hémodynamique sur le débit coronaire, il ne faut pas croire que celle-ci est uniquement sous la dépendance de cette pression diastique aortique (19).

******

MATERIEL et DUREE de l'ASSISTANCE CIRCULATOIRE

Toutes les assistances circulatoires comprenant une circulation extracorporelle ont en commun un obstacle majeur qui est le traumatisme sanguin au contact des surfaces non organiques des appareils : lyse globulaire, lyse plaquettaire, dégradation des protéines avec leur risque hémorragique, favorisée encore par l'utilisation obligatoire des anticoagulants (3 - 37 - 66 - 20).

Ce traumatisme sanguin sera d'autant plus grand que la circulation assistée sera prolongée plus longtemps et à débit plus élevé. Si le débit extracorporel est faible, l'altération sanguine se réparera au fur et à mesure.

Mais les débits utiles en assistance circulatoire, ainsi que nous le verrons doivent être élevés et des dérivations expérimentales prolongées durant 10 à 20 heures conduisent au décès avec altérations tissulaires diffuses (4 - 59 - 29 - 166).

Pour certains, la suppression de la pulsatilité joue un rôle non négligeable (67 - 175), mais tous les auteurs sont en accord pour mettre l'accent sur le traumatisme sanguin. Des études comparatives ont montré que le contact direct du sang avec une phase gazeuse était nocif.

HOPF (94), RUTHERFORD (142) ont montré cette

mauvaise tolérance aux oxygénateurs à disque ou à bulles.

L'oxygénateur à bulles représente le type le plus simple : sac de contenance réduite (1^{l} 5 environ) contenant le sang et dans lequel se dégagent des bulles d'oxygène.

L'oxygénateur à disque est un appareil où l'oxygène est simplement mis en contact avec le sang. Le problème était d'augmenter au maximum cette surface d'échanger et l'on a eu recours à des disques. Le sang occupe la partie inférieure du réservoir, à l'intérieur duquel est disposé un empilement de disques fixés sur un axe horizontal et qui baignent dans le sang à leur partie inférieure.

L'axe, entraîné par un moteur, imprime un mouvement de rotation à ces disques qui s'enduisent d'une mince couche de sang augmentant ainsi considérablement la surface d'échange entre sang et oxygène.

Les oxygénateurs à bulles peuvent difficilement être utilisés sans risques pendant plus d'une heure, ceux à disques quatre à cinq heures environ, mais guère au delà.

Aussi les efforts portent-ils aujourd'hui sur des circuits où le sang ne sera pas en contact avec une phase gazeuse (17 - 69 - 14), et les oxygénateurs à membranes représentent-ils le matériel d'avenir.

Le développement de ces oxygénateurs à membranes est d'un appoint énorme car ils permettent une dialyse en plus de l'oxygénation.

Ils permettent donc à la fois une assistance respiratoire et métabolique (69).

Pour certaines méthodes d'assistance circulatoire utilisant des dérivations avec réservoir (par exemple ventricule accessoire) se posent également des problèmes techniques de constitution des surfaces, à l'origine de caillots (KANTROWITZ 103 - 104) et des problèmes d'hémodynamique : l'hémolyse étant la conséquence de turbulences, la thrombose, celle d'une stagnation du sang (BERNSTEIN 20 - HALL 86).

Actuellement, les études portent sur la forme de ces appareillages afin d'éliminer tout phénomène de turbulence ou de stase et la constitution de leur paroi qui doit être aussi peu thrombogénique que possible.

HALL, LIOTTA et DE BAKEY (86), ont imaginé une paroi à surface irrégulière, tomentueuse, apte à retenir les caillots qui pourraient se former.

*****

DIFFERENTS PROCEDES d'ASSISTANCE CIRCULATOIRE

A/ Massages.

Les divers procédés de massage fréquemment utilisés sont :

- le massage direct cardiaque et le massage cardiaque à poitrine fermée manuel ou mécanique (75 - 76 - 89) qui sont des moyens d'extrême urgence, limités dans le temps et en efficacité.

- le massage par prothèse épicardique, comportant une poche siliconée à double paroi, épousant le relief cardiaque et reliée à une pompe. Celui-ci a été étudié sur le chien normal et en fibrillation ventriculaire (31 - 32 - 179 - 2 - 107).

Le système comporte ses propres limites :
la prothèse fixe une limite aux possibilités de remplissage diastolique du coeur (pouvant être responsable d'adiastolie lorsque le coeur se ralentit).

La systole de la pompe fait éjecter au coeur un volume systolique, mais elle tend aussi à luxer vers l'arrière la masse cardiaque.

Cependant, elle a permis de vérifier que la récupération du rythme sinusal dépendait non seulement de la durée de fibrillation (supérieure ou inférieure à 35 minutes), mais également du niveau de pression aortique que la suppléance circulatoire a pu maintenir.

Elle n'a reçu aucune application humaine et semble être une méthode mineure.

B/ Dérivation veino-artérielle.

1° Introduction :

La dérivation veino-artérielle combine le drainage veineux et une réinjection artérielle (un oxygénateur pouvant être compris dans le circuit) permettant une dérivation plus ou moins complète du sang, courcircuitant le coeur et pouvant ainsi pallier une chute du débit cardiaque et relever la pression artérielle systémique, ainsi que le débit coronaire (39).

Il y a alors deux circulations (l'une résiduelle et l'autre parallèle) dont l'équilibre est délicat.

Si le débit extracorporel est faible, la réinjection artérielle aura peu d'effet sur la tension artérielle.

Mais si ce débit est supérieur au débit résiduel, la réinjection artérielle s'oppose à l'éjection ventriculaire d'où augmentation de la pression diastolique ventriculaire gauche.

Avec cette méthode, l'unité fonctionnelle du système à basse pression est conservée (système veineux - coeur droit - circulation pulmonaire - oreillette gauche) c'est à dire qu'une hypertension dans le territoire pulmonaire bénéficiera d'une soustraction dans les veines caves (57 - 95).

Sous réserve du maintien constant de la volémie, le débit cardiaque est diminué d'à peu près le débit de la dérivation. En cas de chute primitive du débit cardiaque, l'adjonction de transfusion peut permettre d'augmenter le débit total de perfusion (54 - 55 - 66 - 178).

La dérivation a lieu à partir d'une circulation veineuse à thorax fermé, permettant un drainage partiel (30 à 40 %) du débit cardiaque et c'est de ce volume que le coeur se trouve soulagé. Lors de sa systole, le ventricule gauche aura à lutter contre ce volume de sang dérivé et réinjecté.

2° Dérivation veino-artérielle avec oxygénation -

La dérivation veino-artérielle avec oxygénation (veine fémorale - oxygénateur - artère fémorale) est comparable à celle utilisée en chirurgie cardiaque. Cette méthode est la plus logique et la plus complète, associant l'assistance circulatoire et l'assistance respiratoire.

NEWMAN (131), utilisant cette méthode en I954, rapporte le cas d'une polyvalvulaire en insuffisance cardiaque chez laquelle les signes cliniques de décompensation regressent en quatre heures.

Puis il obtint dans trois cas d'infarctus du myocarde, en collapsus périphérique, sans réponse aux vasopresseurs (noradrénaline), une correction durable par ces circulations extracorporelles partielles de trois à sept heures à des débits variant de 700 à 1. 000 ml/mn.

Cependant ces premières applications restèrent isolées car

une série d'expérimentations animales objectivèrent à la fois les difficultés soulevées par la dérivation veino-artérielle partielle et par l'inconstance des résultats.

Les défaillances ventriculaires droites aigües semblent bénéficier de la dérivation veino-artérielle avec oxygénation, ainsi que le montrent les résultats favorables obtenus par BAIN (11), expérimentalement, et par COOLEY (41 - 42), SHARP (153) en préopératoire chez l'homme au cours d'embolie pulmonaire massive.

Expérimentalement, DOWNING (57) crée chez le chien une défaillance cardiaque par une sténose mitrale aigüe supra-valvulaire et aboutit aux mêmes conclusions.

Au contraire, au cours de la défaillance du coeur gauche, la méthode parait inéfficace ainsi que le montrent les travaux de BOR (25), quelle que soit la manière de créer cette insuffisance gauche (ligature coronaire, insuffisance mitrale, surcharge sanguine).

Cette méthode a été également appliquée avec des résultats inconstants par COWLEY (43) dans le traitement du choc hémorragique, par BOR (24) dans le choc endotoxinique, par BELL (15) qui maintient la circulation périphérique chez le chien en fibrillation ventriculaire provoquée.

Sur le chien normal, GALETTI (62 à 70) a démontré que cette méthode exigeait un Contrôle strict de la volémie. En effet, en perfectionnant son matériel (64), il obtient pendant plusieurs heures,

la stabilité hémodynamique (débit moyen entracorporel : 35 ml/Kg/mn).

Il montre ainsi la très grande sensibilité de l'organisme à de faibles variations de la volémie : une très petite surcharge provoque une augmentation du débit cardiaque bien supérieure à celle que peut produire une telle surcharge sur un organisme sans dérivation veino-artérielle. La dimension des cavités droites est réduite alors qu'aucune diminution n'est obtenue au niveau du coeur gauche. La pression artérielle moyenne reste constante à son niveau antérieur.

Il met donc en évidence l'existence de réflexes cardio-circulatoires chez l'animal normal sans circulation extra-corporelle. La stabilité de la dérivation veino-artérielle dépend du maintien de ces réflexes.

Dans des conditions pathologiques chroniques, la dérivation veino-artérielle partielle est décevante. TROWER (165) a étudié l'excrétion hydrosodée après surcharge : avant, pendant et après circulation extracorporelle. Chez le chien normal, l'élimination est normale ou un peu abaissée. Chez le chien en insuffisance ventriculaire droite chronique (sténose de l'artère pulmonaire six semaines auparavant), l'excrétion sodée avant circulation extra-corporelle est diminuée. Sous circulation extra-corporelle, elle est pratiquement annulée, la pression veineuse ne diminue pas et oedèmes périphériques et ascite augmentent.

3° Dérivation veino-artérielle sans oxygénation -
(veine jugulaire - sang de veine cave supérieure - artère fémorale).

Puisque les problèmes hémodynamiques jouent un grand rôle dans les dérivations veino - artérielles, ainsi que l'a démontré GALLETTI, des montages sans oxygénateur ont été réalisés. En effet, ces appareils exigent un grand volume de sang et permettent mal un contrôle du sang extra-corporel. De plus, les appareils à bulles ou à disques sont un facteur important de traumatisme sanguin.

Dans la dérivation veino-artérielle sans oxygénation, le sang désaturé irrigue les territoires sous diaphragmatiques, le sang saturé débité par le ventricule gauche irrigant les territoires coronaire et brachiocéphalique ; la pression artérielle reste sensiblement égale. On peut réaliser ainsi des dérivations de 30 à 40 % du débit cardiaque de contrôle pendant plusieurs heures sans troubles anoxiques notables.

DICKSON, DOW, HAMER, (53 - 54 - 55 - 56), ont étudié cette méthode chez le chien normal. Leur montage de volume fixe comprenait une canulation veineuse de la veine cave supérieure, un réservoir, une pompe pour réinjection artérielle, un échangeur thermique et une canulation artérielle fémorale de réinjection.

A un débit extra-corporel moyen de 60 ml/Kg/mn, chez le chien normal, ce procédé a pu être prolongé jusqu'à 52 heures avec diurese conservée, sans altérations métaboliques remarquables et avec survie.

Une application humaine, par les mêmes auteurs, au cours

d'une défaillance cardiaque rebelle d'une hémochromatose (52) n'eut aucun résultat valable, si ce n'est une nette augmentation de la diurèse. Mais tout au long des 23 heures que dura l'expérience, il n'y eut pas d'effet nocif apparent.

Pour les débits plus importants, ces dérivations sont à l'origine d'acidose métabolique par hypoxémie prolongée.

WYMAN (177 - 178), étudiant cette méthode, insiste sur ses dangers en cas de choc périphérique. De même PATT (136), lorsqu'il utilise cette méthode sur des chiens après occlusion coronaire provoque des chocs irréversibles en moins de dix minutes (même quand ceux-ci avaient surmonté spontanément la phase aigüe post-occlusive)

REED (139) applique la dérivation veino-artérielle à l'embolie pulmonaire expérimentale aigüe chez les chiens. L'Assistance, pendant une durée de 6 heures corrige 6 fois sur 17 le collapsus secondaire à l'embolie, et il obtient 5 fois une survie temporaire à l'arrêt de l'Assistance.

Ce que l'on demande à l'assistance circulatoire c'est de permettre à l'organisme de passer un cap difficile de façon à lui permettre d'adapter son fonctionnement aux nouvelles exigences et l'un des rôles essentiels de l'assistance est probablement d'assurer très précocement une circulation coronaire satisfaisante pour ne pas entraîner de déchéance myocardiaque. A ce point de vue les expériences de BACANER et CONNOLY (7 - 8 - 9 - 10 - 38 - 39) sont particulièrement suggestives.

Par une stricton de l'artère pulmonaire, ils provoquent chez le chien une défaillance cardiaque droite aigüe. Ils pratiquent alors une assistance comportant une dérivation veine cave inférieure - artère fémorale. Ils étudient alors le débit cardiaque par l'Iode 131 et le débit coronaire par drainage du sinus veineux coronaire et surtout par la courbe d'activité du Na 22 injecté dans la paroi ventriculaire gauche. La sténose de l'artère pulmonaire provoque un collapsus avec chute du débit cardiaque et du débit coronaire. L'assistance est alors mise rapidement en route. Les expérimentateurs notent alors une élévation de la pression aortique, une diminution de la pression qui existait dans les cavités droites après la sténose pulmonaire et surtout un débit coronaire revenant à la normale voire au dessus - 3 à 5 assistances d'une durée de 20 à 25 minutes chaque fois (limites purement arbitraires) ont permis d'assurer au coeur débit et pression, bien que la sténose pulmonaire ait été maintenue.

Ainsi une assistance circulatoire précoce peut, en assurant la circulation coronaire, empêcher la défaillance myocardique et donner à l'organisme la possibilité d'adapter son fonctionnement cardiovasculaire. Toutefois, nous notons que ces conclusions se rapportent à la défaillance ventriculaire droite aigüe.

Les travaux de SALISBURY (146 - 147) constituent un complément appréciable. Etudiant la dérivation veino-artérielle au cours de troubles cardio-vasculaires variés, il montre que cette méthode améliore bien la défaillance ventriculaire droite, mais aggrave les défaillances cardiaques gauches caractérisées pour lui par l'élévation de la pression ventriculaire gauche télédiastolique (cf. tableau ci-après).

d'après SALISBURY - Circulation Research 1960, p. 433 - Comparaison entre 2 types.

		DERIVATION SELECTIVE du V. G.					DERIVATION VEINO-ARTERIELLE				
		pression V. D	pression O. G cm H_2 O	pression V. G	P. A. syst. m/m Hg.	débit m/m/kg/mn	pression V. D	pression O. G cm H_2 O	pression V. G	P. A. syst. m/m Hg.	débit m/m/kg/mn
Défaillance cardiaque droite 6 observations	Avant	112/5	7	88/3	60/35	0	109/3	5	112/2	62/37	0
	Pendant	115/5	6	85/3	70/50	22	100/0	5	136/0	105/38	46
	Après	115/5	6	80/2	55/38	0	91/3	5	110/3	75/53	0

		pression O.G cm H_2 O	pression V.G cm Hg	débit ml/kg/mn	pression O.G cm H_2 O	pression V.G cm Hg	débit ml/kg/mn
18 observations surcharge sanguine seule ou avec autre défaillance cardiaque, excepté I. N. S. Aort.	Avant	30	108/8	0	31	115/20	0
	Pendant	4	100/0	30	8	95/4	28
19 observations surcharge sanguine + I. N. S. Aort.	Avant	43	105/30	0	35	117/15	0
	Pendant	22	110/13	77	40	110/40	63
23 observations striction aortique	Avant	12	235/10	0	9	240/9	0
	Pendant	0	137/0	39	6	170/7	33
46 observations I. N. S. Aort. seule	Avant	34	110/24	0	28	98/20	0
	Pendant	12	118/6	70	38	103/36	40
35 observations ballon I. V. (V. G.)	Avant	36	148/18	0	34	158/71	0
	Pendant	7	130/2	61	29	139/23	44
53 observations occlusion coronaire	Avant	27	140/15	0	25	144/15	0
	Pendant	7	140/3	55	32	130/21	52
22 observations défaillance "spontanée" après de multiples traumatismes	Avant	21	108/15	0	17	90/8	0
	Pendant	6	75/3	42	13	83/7	30

4° Dérivation veino-artérielle avec cloisonnement de l'aorte -

KUHN (111 - 112 - 114) a montré le bénérice que l'on peut attendre d'un cloisonnement de l'aorte. Il a imaginé ce procédé après avoir constaté qu'il était très difficile, voire impossible, de rétablir une pression aortique correcte au cours de l'infarctus myocardique avec choc par le procédé de la dérivation veino-artérielle sans oxygénation même à grand débit.

A cette dérivation il associe un cloisonnement de l'aorte par une sonde ballonnet, gonflée un peu au dessus des artères mésentériques et rénales. Le coeur tire un double avantage de ce procédé : il irrigue en sang saturé un territoire réduit (sus diaphragnatique) et il n'a plus à lutter contre une pompe non synchronisée.

Les territoires sous-diaphragnatiques sont pris en charge par la circulation extra-corporelle (le sang provient de la veine cave supérieure dont le sang est moins désaturé que celui de la veine cave inférieure).

L'expérimentation a été faite sur chiens normaux et après embolies coronaires par microsphères (113). Chez ces chiens, l'assistance à des débits de 30 ml/Kg/mn (donc relativement faibles) augmente le débit coronaire sans augmentation du travail ventriculaire gauche. Le débit total (circuit physiologique de l'animal + circulation extra-corporelle) est augmentée de 25 %.

Le seul inconvénient de cette méthode très simple est le dysfonctionnement rénal aboutissant à l'anurie. Cet inconvénient en limite l'usage en clinique humaine.

5° Indications et limites -

a). Indications -

Les indications possibles des dérivations veino-artérielles semblent surtout être les défaillances aigües du ventricule droit et les hypertensions pulmonaires aigües.

Elle peut être utilisée aussi lorsqu'il faut rétablir d'urgence une circulation et une pression périphérique sous réserve d'un retour veineux et d'une résistance périphérique suffisants. Ainsi certains arrêts cardiaques apparemment irréductibles ont pu bénéficier de la mise en route d'une dérivation veino-artérielle avec oxygénation, permettant chez l'homme une suppléance circulatoire plus effective, semble-t-il, puisque la reprise d'une activité efficace a pu être obtenue secondairement.

b). Limites des dérivations veino-artérielles -

Les dérivations veino-artérielles prolongées entraînent un stockage de sang dans les veines périphériques (67), qui font qu'au bout de quelques heures (4h) le retour veineux réinjecté est d'un débit trop faible pour que l'on puisse maintenir une pression artérielle satisfaisante, d'où obligation de transfusions sanguines de volume croissant.

En pratique, ce type de circulation assistée est limité actuellement à la réanimation parachirurgicale, soit en postopératoire immédiat, soit en préopératoire surtout dans les cas d'embolie pulmonaire massive.

C/ Dérivation sélective du ventricule gauche.

1° A thorax ouvert -

Le sang est dérivé de l'oreillette gauche à l'artère fémorale grâce à une pompe.

Cette technique a été utilisée à thorax ouvert pour des études physiologiques sur le chien par ROSE (140) ou à des fins chirurgicales (SIRAK - BERNSTEIN).

- MUTO (130) décrit une canule spéciale pour assurer le drainage de l'oreillette gauche.
- KIRBY, par la dérivation préopératoire du ventricule gauche des sujets opérés d'un rétrécissement aortique prévient le risque de févrillation ventriculaire (106).
- EDMUNDS envisage son utilisation pour maintenir la circulation générale en cas d'arrêt cardiaque préopératoire (58)

Cette méthode semble idéale pour l'assistance du ventricule gauche, à condition que celui-ci soit fonctionnellement exclu.

SALISBURY (146 - 147) a montré l'efficacité d'une telle méthode d'assistance sur les défaillances ventriculaires gauches expérimentales par rapport aux effets défavorables des dérivations veino-artérielles.

La dérivation sélective du ventricule gauche, inefficace au cours de l'insuffisance ventriculaire droite, améliore la décompensation cardiaque dans les défaillances ventriculaires gauches "vraies" (c'est à dire, selon SALISBURY, avec élévation de la pression ventricu -

laire gauche télédiastodique). Cette dérivation doit être pratiquement totale (90 %). (cf. tableau p. 20).

2° A thorax fermé -

L'application à cette méthode par DENNIS et coll. de la technique du cathétérisme transeptel de l'oreillette gauche lui a ouvert le domaine de l'assistance circulatoire médicale en supprimant la thoracotomie.

Pour l'usage expérimental, DENNIS (48 - 48bis) a mis au point une canule de drainage transeptel (en acier inoxydable 30 cms de longueur - diamètre interne : 7 mm - recourbée à son extrémité - à mandrin semi-rigide permettant de perforer la fosse ovale). Le circuit extra-corporel comprend un réservoir élastique, une pompe et la canulation fémorale. La canule est introduite dans la veine jugulaire jusqu'à l'oreillette droite, puis dans l'oreillette gauche sous contrôle radiologique.

Avec cette méthode des débits de 68 à 107 ml/Kg/Mn, (48 - 84 - 126) ont été obtenues et l'étude angiographique a montré que la totalité du système artériel, y compris la circulation coronaire, s'opacifie à partir de la circulation extra-corporelle, témoignant ainsi de l'exclusion totale du ventricule gauche.

(84) Cette méthode est bien tolérée expérimentalement : sans dérivations, pendant 24 heures, la pression artérielle demeure stable, la diurèse persiste, les altérations sanguines restent minimes et un tiers des chiens (9 sur 30) survivent. La fermeture de la perforation septale se fait en 10 à 12 semaines.

DENNIS et coll. (47 - 49) ont montré que la consommation d'oxygène par le myocarde et le débit du sinus veineux coronaire varient linéairement en fonction du débit de la dérivation, la fréquence cardiaque variant peu. La dérivation totale du ventricule gauche obtient, selon ces auteurs, une réduction de 50 % de la consommation myocardique d' 0 2 par pincement de la différence artério-veineuse et par diminution du débit sinusien.

Mais BAIRD (12 - 13 - 14), dans des conditions semblables estime pour une dérivation ventriculaire gauche de 50 % une diminution de la consommation d' 0 2 de 19 % et, pour une dérivation de 90 %, une diminution de la consommation d' 0 2 de 31 % (la diminution du débit coronaire est de 28 %).

Il constate également que le T.T.I. de SARNOFF ne suit pas.

DENNIS (48) et CAPPELLETTI (34) ont montré que, sous dérivation ventriculaire gauche, le délai d'apparition de la fibrillation ventriculaire (après ligature des coronaires) était prolongé.

HALL (85) montre qu'en cas de fibrillation ventriculaire au cours d'une dérivation ventriculaire gauche, celle ci suffit à maintenir la circulation globale pendant 30 mn (cf. KIRBY et EDMUNDS).

DENNIS et coll. ont décrit (48) une canule de drainage transeptal pour l'utilisation humaine (longueur 29 cms - épaisseur de la paroi 0, 2 mm - diamètre interne 6, 7 ou 8 mm suivant la taille des patients - un orifice au niveau du sommet et 4 latéraux).

Après entraînement sur cadavre, la même équipe publie deux succès obtenus, le premier pendant 14 heures sur un sujet avec infarctus du myocarde et choc, et le deuxième pendant 16 heures chez une mitrale en décompensation.

Cependant cette méthode n'est pas exempte de difficultés (maintien en place de la canule) et exige la perforation septale avec ses dangers (perforation de paroi - embolie gazeuse) d'autant plus graves qu'il s'agit de coeurs déjà pathologiques.

D/ Dérivation paracorporelle ou intracorporelle -

D'autres expérimentateurs utilisant les résultats de l'équipe précédente ont tenté de mettre au point un appareillage entièrement ou partiellement implantable chirurgicalement.

KUSSEROW (115) a décrit une pompe paracorporelle branchée entre l'oreillette gauche et l'artère sous clavière : le débit peut être de 800 ml/mn. Au cours de ses expériences, les chiens restèrent conscients pendant 53 heures.

LIOTTA implante entre l'oreillette gauche et l'aorte une pompe tubulaire pneumatique intrathoracique. L'application expérimentale a été prolongée de 5 à 44 heures (120 - 121 - 122 - 123 - 124).

Dans les deux cas, les résultats ont montré que le travail du ventricule gauche était considérablement diminué alors que le débit coronaire s'élevait.

E/ Dérivation sélective du ventricule droit -

La dérivation du ventricule droit n'a pas tenté les expérimentateurs. Peu d'affections sont justiciables (affections tricuspidiennes) d'un tel procédé et par ailleurs, les dérivations veino-artérielles déjà vues sont relativement efficaces contre une défaillance ventriculaire droite.

GLENN (72 - 73 - 74) a mis au point une technique de dérivation totale du coeur droit qui est très utilisée expérimentalement et permet le contrôle du débit cardiaque et du retour veineux coronaire.

F/ Assistances circulatoires synchronisées -

1° Introduction -

Un perfectionnement de plus a donné le jour aux assistances circulatoires synchronisées. Il existe en effet dans les méthodes déjà vues une compétition entre le coeur et la pompe artificielle. Certains expérimentateurs ont pensé à alterner leurs effets. Le principe en est le suivant : assurer les effets de la pompe artificielle pendant le temps de la diastole ventriculaire où le ventricule gauche est isolé du système artériel par les valves sigmoïdes (à condition qu'il n'y ait pas d'insuffisance aortique).

De plus, en augmentant la pression artérielle diastolique, on augmente le débit coronaire.

Durant la contraction mécanique des ventricules, les

résistances du lit coronaire intramyocardique sont très augmentées. Le débit coronaire se fait quasiment en totalité durant la diastole, la pression aortique diastolique étant pour une part responsable de sa valeur (26 - 45).

La préparation de KANTROWITZ (99), déjà vue, permet d'obtenir une augmentation valable du débit coronaire en retardant la transmission de l'onde de pression systolique sur l'artère coronaire.

D'une manière générale, l'appareillage doit comprendre :

a). une pompe capable de répondre très rapidement aux sollicitations.

Plusieurs modèles ont été décrits : pompe à induction magnétique utilisée par MURPHY (129) par GOLDFARB (75 - 76), mais la plupart des modèles utilisent un gaz ou un liquide sous pression comme source d'énergie, une vanne électro-magnétique et une transmission hydraulique jusqu'à l'élément mobile de la pompe (21 - 36).

b). un moniteur électronique assurant la synchronisation du rythme ventriculaire et de la pompe.

Branché sur l'E.C.G, et stimulé lors du complexe Q.R.S., le moniteur permet :

- le choix d'un temps de latence entre Q.R.S. et le déclenchement de la pompe (ce temps varie de 50 à 300 minutes suivant les dispositifs).
- l'émission d'un signal qui commande la systole de la pompe (ce signal de durée variable est fonction du volume d'éjection).

Suivant le principe précédemment énoncé, le réglage est effectué de manière à ce que l'à-coup de pression artificielle de la pompe soit sur la portion diastolique de la courbe de pression de l'aorte initiale.

Cette méthode a un impératif : la parfaite adaptation de la pompe et du rythme cardiaque. En effet un rythme irrégulier ou même une extrasystole risque d'ouvrir les valves aortiques pendant la systole de pompe (129 - 21).

2° Augmentation de la pression artérielle diastolique sans dérivation sanguine. -

Cette augmentation peut être obtenue par une action mécanique sans circulation extra-corporelle.

. KANTROWITZ (100 - 101) a utilisé un lambeau pédiculé de diaphragme placé en manchon autour de l'aorte descendante dont les contractions sont rythmées par l' E. C. G.

. De même LIOTTA (122) utilise un manchon pneumatique autour de l'aorte descendante et obtient ainsi une augmentation de la pression artérielle diastolique.

. MOULOPOULOS (127 - 128) a mis au point une sonde-ballon (capacité 25 à 35 ml - gonflé au C O 2). Placé dans l'aorte descendante, gonflé à chaque diastole et dégonflé juste avant chaque systole, il permet avec l'hyperpression diastolique un meilleur flux périphérique et une réduction de la pression ventriculaire gauche sans baisse de débit cardiaque.

. KANTROWITZ (105) a repris récemment la même méthode. Il utilise une sonde-ballon de 32 ml gonflable à l'hélium, synchronisée avec l' E. C. G. ou la pression aortique et placée juste en

dessous de l'artère sous clavière (introduite dans l'artère fémorale gauche).

Chez les chiens normaux, le T. T. I. de SARNOFF est réduit de 32 % pour le ventricule gauche et le débit dans l'artère carotide augmente de 9 %.

Après ligature des coronaires, tous les chiens contrôlés moururent en 4 heures, alors que les chiens appareillés survécurent.

Deux applications humaines, (l'une de 4 heures 20, l'autre de 1 heure 29 en discontinu) au cours d'infarctus avec choc, eurent pour le premier cas la survie et pour le second une amélioration notable avant le décès en fibrillation ventriculaire.

En faveur de cette méthode, les auteurs soulignent sa simplicité, l'absence de manipulation chirurgicale, la possibilité d'augmenter les flux coronaire et périphériques tout en réduisant le travail myocardique.

Ces contre-indications sont celles :

- de toutes les assistances synchronisées (insuffisance aortique-arythmie)
- de la canulation (anévrisme de l'aorte descendante : la voie axillaire est possible).

. La possibilité d'assistance par compression synchronisée de la partie inférieure du corps a été explorée par DENNIS (50), GROSZ (82) SOROFF (162) et OSBORN (135) BIRTWELL (23).

On peut ainsi modifier non seulement la capacité du lit vasculaire, agir sur les valeurs systoliques et diastoliques de la pression artérielle, mais aussi le retour veineux et la distribution sanguine.

L'augmentation du débit cardiaque est de l'ordre de 35 % avec ce procédé (135) alors que l'index temps-tension diminue et qu'il y a un pic diastolique sur la courbe de pression aortique. Toute insuffisance aortique ou chute massive du débit cardiaque rendent impossible le recours à cette méthode.

BIRTWELL (22 - 23 - 161) utilise le même principe et assiste le ventricule droit par des pressions rythmées par l' E. C. G. Ces pressions alternativement positives et négatives peuvent être appliquées soit dans les voies respiratoires, soit en cuirasse thoracique, et parviennent ainsi à augmenter le débit cardiaque et la ventilation tout en diminuant la pression ventriculaire droite.

L'intérêt de ce procédé est qu'il est atraumatique, ne cause pas d'hémolyse et peut être supporté durant des semaines sans ennuis.

HARKINS et BRAMSON (89), GOLDFARB (75 - 76) ont utilisé le massage cardiaque externe mécanique synchronisé à l'E. C. G. qui permet ainsi un relèvement de la pression artérielle pendant plusieurs heures.

3° Dérivation artério-artérielle synchronisée - Contre pulsation -

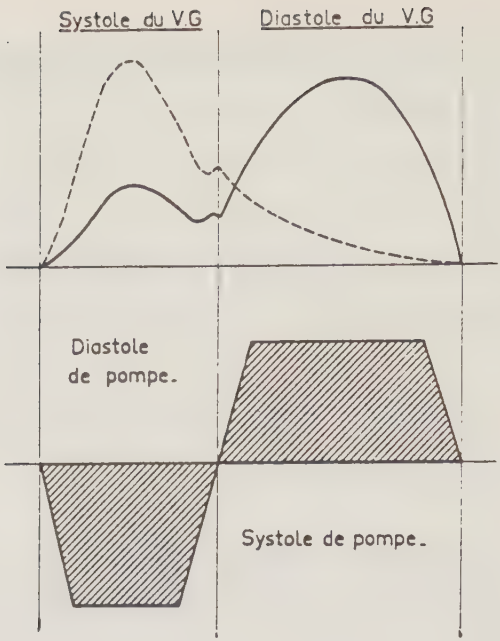
HARKEN (88), en 1958, a décrit le principe de la contre-pulsation qui est l'association de l'augmentation diastolique et de la neutralisation systolique ; la pompe extra-corporelle branchée sur le lit artériel fonctionne en alternance avec le ventricule gauche.

La systole de pompe provoque un à-coup de pression aortique durant la diastole cardiaque.

La diastole de pompe a lieu lors de la systole cardiaque et réalise une aspiration dans le lit cardiaque avec, pour conséquence, un effrondement des résistances à l'éjection ventriculaire gauche et donc une "neutralisation" systolique : la courbe de pression aortique est donc inversée dans le temps :

a). pic systolique très réduit et très abaissé ; il y a une baisse de T. T. I. et du Q O 2 myocardique.

b). bosse diastolique d'hypertension diastolique avec sa conséquence de meilleure irrigation coronarienne.



Régime de pression dans l'arc aortique.

(sous contre pulsation —— et sans contre pulsation ----)
d'après CLAUSS et coll. (36).

La courbe des pressions aortiques résultantes établies par HARKEN est reproduite ; cette courbe suppose des résistances périphériques constantes, ce qui est loin d'être le cas.

Le matériel utilisé par HARKEN (36) comporte un piston dont la course est réglable (volume maximum 70 ml) actionné par air comprimé avec transmission hydraulique jusqu'à un ventricule à membrane (DAVOL C. O).

Dès leurs premières expériences sur chien normal, les auteurs se heurtent à la difficulté de l'application de la méthode par canulation périphérique. Ils doivent abandonner le fonctionnement bidi-

rectionnel par un seul cathéter en raison des phénomènes d'amortissement par trop importants et adopter le ventricule unirectionnel placé entre deux cathéters (double canulation fémorale ou canulation en Y de l'aorte terminale).

Le réglage du système doit être précis (à partir de l'onde R de l'E. C. G., le moniteur fournit le signal et règle le rythme de la pompe en fonction de la fréquence cardiaque), car l'ondée systolique de la pompe doit atteindre l'arc aortique juste avant la fermeture des sigmoïdes aortiques et il faut pour cela tenir compte du temps de cheminement de l'onde pulsatile dans le circuit extra-corporel.

Si le réglage n'est pas parfait, on risque des complications : rupture valvulaire, hémorragies sous endocardiques ou surcharge aigüe du ventricule gauche. L'intérêt de cette méthode diminue au fur et à mesure que la fréquence cardiaque augmente.

La situation de la canule artérielle est également très importante. Il serait logique d'aspirer électivement le volume systolique d'éjection ventriculaire gauche en plaçant la canule près des sigmoïdes aortiques. Ainsi pourrait être aspiré un volume suffisant de sang pour diminuer de façon considérable la résistance à l'éjection du ventricule gauche.

On éviterait également l'aspiration périphérique avec son risque de flux rétrograde et de diminution de certains débits régionaux.

En pratique cependant, il est impossible de placer à thorax fermé un cathéter de diamètre convenable dans l'aorte proximale sans géner l'écoulement du sang dans les troncs artériels principaux et sans avoir, du fait de la longueur du cathéter, un amortissement considérable.

. HARKEN et coll. (117) utilisant un ventricule extra-corporel à fonctionnement unidirectionnel, empli de sérum physiologique ou de sang hépariné, obtiennent des résultats sensibles, d'autant plus favorables que la fréquence est modérée. A 80 pulsations/minute, la pression aortique systolique est abaissée de 36 %, la pression ventriculaire gauche baisse de 80 à 50 mm Hg ; la pression aortique moyenne est peu modifiée (après une heure d'utilisation le taux d'hémolyse était peu important - hémoglobine plasmatique $\simeq$ 50 mg/ 100 ml).

Le débit du sinus veineux coronaire est souvent accru, mais parfois inchangé ou réduit.

La différence artério-veineuse d' 0_2 est abaissée et ces auteurs concluent que chez le chien normal la contre-pulsation entraîne la réduction du $\dot{q}\ 0_2$ myocardique et du T. T. I. sans réduction sensible du débit coronaire.

. JACOBEY, HARKEN et coll. (96 - 97) appliquent la contre-pulsation après embolies coronaires par micro-sphères et comparent les résultats obtenus avec témoins. La contre-pulsation appliquée immédiatement et pendant deux heures réduit la mortalité de 54 à 11 %, le taux moyen de la lactico-deshydrogénase est abaissée de 30 % et est à l'origine d'un développement très important d'une circulation collaté-

rale coronaire intramyocardique étudiée par angiographie (98).

Poussant plus loin leur étude (96 - 98), ces auteurs ont montré que cette circulation coronaire collatérale ne se développait pas si la contre-pulsation est appliquée à des coeurs normaux ou est différée après embolie coronaire.

. BIRTWELL et coll. (21) utilisant la même méthode se sont servis d'un matériel à fonctionnement bidirectionnel. Le cathéter introduit au niveau de l'artère fémorale est poussé jusqu'à l'aorte moyenne.

Chez le chien normal, le débit cardiaque reste stable en accord avec les résultats obtenus par HARKEN. Par contre, le débit du sinus veineux coronaire est constamment élevé (50 % supérieur à la valeur témoin) et de plus, il existe une dissociation relative entre le T.T.I et le $\dot{q}$ 0 2 : l'abaissement est respectivement de 39 % et de 22 %.

La plus petite erreur de synchronisation aggrave cette dissociation (159 - 160). Le T. T. I. est abaissé, plus faiblement toutefois, mais le $\dot{q}$ 0 2 est augmenté. Cependant, il est difficile d'attacher une valeur définitive à ces chiffres, car ils sont très dispersés. La contre-pulsation a été bien supportée même pendant de longues périodes (20 heures) (143).

CRONIN (44) a comparé l'action de la contre-pulsation artérielle chez le chien normal et 2 à 4 jours après ligature de l'artère interventriculaire antérieure. Le travail du ventricule gauche est abaissé

(22 % environ) sans modification sensible du débit cardiaque ou de la pression artérielle moyenne.

En France, TORRESANI et coll. (167 - 168 - 169) ont mis au point une pompe de contre-pulsation artérielle à embrayage magnétique. En plus des résultats expérimentaux, qui confirment les résultats des travaux précédents, ils ont obtenu une amélioration clinique remarquable chez deux patients en insuffisance cardiaque aigüe.

WATKINS et coll. (171 - 172 - 173 - 174) ont utilisé la pompe synchronisée de DAVOL, mais en ajoutant au circuit normal un circuit annexe permettant d'introduire un surplus de sang oxygéné. Ils constatent de même les difficultés de fonctionnement lorsqu'il n'y a qu'un seul cathéter même s'il est placé dans l'aorte initiale par le tronc brachio-céphalique ou l'artère carotide. Ils utilisent soit la canulation en Y de l'aorte terminale soit une double canulation fémorale. La canulation, parfois prolongée plusieurs heures, permet de montrer les effets favorables de la contre-pulsation chez des chiens soumis à un choc hémorragique et sous perfusion de l-novadrénaline (les chiens sont divisés en 3 lots : lot témoin, lot transfusé seulement et lot contre-pulsé).

. Enfin, utilisant le même principe, KANTROWITZ et coll. (80 - 102 - 103 - 104 - 132 - 133 - 134) ont mis au point une pompe implantable branchée en parallèle sur l'aorte (Arco Everett).

Cette pompe branchée à différents niveaux a confirmé que la connexion sur l'arc aortique était à l'origine des meilleurs abaissements de la pression ventriculaire gauche.

Le ventricule gauche auxiliaire, mis au point par KANTROWITZ (104) est en silastic, sans valve distale (limitant ainsi trombose et hémolyse). Quand elle ne fonctionne pas, elle constitue un shunt obligatoire pour le sang aortique. Utilisé en pathologie humaine par ces auteurs chez deux sujets (insuffisance cardiaque gauche respectivement d'origine inconnue et après infarctus du myocarde), il a entraîné une amélioration spectaculaire avant le décès des malades dû à la thrombose de la prothèse (104).

GUION (83) utilise un ventricule gauche auxiliaire muni d'une valve distale pour empêcher tout reflux au niveau de la prothèse.

Le ventricule gauche paraaortique mis au point par KANTROWITZ (104) est certes séduisant car, placé sur l'arc aortique, il permet une contre-pulsation à gros débit, mais il présente l'inconvénient de nécessiter une thoracotomie pour sa mise en place et pour une durée d'utilisation relativement brève. De plus, certains problèmes techniques déjà envisagés se posent : turbulence - stagnation ...

4° Dérivation veino-artérielle avec réinjection diastolique -

La synchronisation de la réinjection artérielle permet certes de diminuer la résistance à l'éjection ventriculaire gauche et donc certains effets défavorables des dérivations veino-artérielles à débit continu sur le coeur gauche.

La synchronisation de la réinjection artérielle a été étudiée par MOULOPOULOS (127), LEFEMINE (118), BAIRD (14), BERGENTZ (18).

Mais, rappelons que la canulation ne permet de dévier qu'une faible partie du sang (30 à 40 %).

G/ Assistance circulatoire par la méthode d'extrasystolie provoquée, répétitive - (27 - 60 - 61 - 79 - 116)

Le problème peut se poser de restaurer la fréquence cardiaque à une valeur optimale.

L'extrasystolie provoquée répétitive consiste à déclencher après chaque dépolarisation électrique ayant entraîné une contraction efficace, une nouvelle dépolarisation aussi prématurée que possible.

Cette dernière, si elle s'inscrit à la fin d'une période réfractaire se traduira par un accident négligeable sur le tracé de pression ventriculaire et par une période compensatrice de repos diastolique.

La répétition régulière de cette stimulation aboutit à une diminution de la fréquence cardiaque efficace, à une augmentation de la contraction ventriculaire (liée à la prolongation du remplissage ventriculaire) et à une potentialisation.

Cette potentialisation est fonction de la précocité de l'extrasystolie précédente, relativement indépendante de la durée de remplissage ventriculaire et de mécanisme intime mal déterminé (rôle de l' ion Ca ?).

Le lieu de stimulation peut être auriculaire ou ventriculaire. A ces deux niveaux, les stimulations peuvent être administrées par paires (seul le premier stimulus déclenche une contraction) ou être couplées à un repère fixe de l'E. C. G. avec un retard variable.

Ce rythme imposé au coeur peut être prolongé pendant des heures sans inconvénient.

Cette fréquence efficace sera appelée fréquence hémodynamique.

Le risque de fibrillation ventriculaire possible, si la stimulation survient lors de la période vulnérable (93), peut être réduit si l'on s'adresse à des stimulus de faible durée (2, 5 ms), délivrés sous une tension inférieure à 2 volts.

Cependant, le seuil d'apparition de la fibrillation ventriculaire peut être très abaissé dans certains états pathologiques (infarctus du myocarde, surcharge digitalique) et l'emploi de sonde endocavitaire peut être à l'origine d'un défaut d'entraînement et donc d'interférence.

. Les stimulations auriculaires sont d'application facile. Il n'y a aucun danger de fibrillation ventriculaire.

Des stimulations auriculaires couplées ou par paires, en créant un bloc auriculo-ventriculaire fonctionnel 2/1, peuvent permettre un ralentissement de la fréquence hémodynamique et donc augmenter la durée de remplissage, mais il n'y a pas de potentialisation avec cette méthode.

Elle pourrait être utilisée si l'on souhaite simplement ralentir le coeur.

. La stimulation ventriculaire par paires parait à priori idéale. D'une part, un rythme parfaitement régulier est obtenu, et, d'autre part, elle permet théoriquement de choisir la fréquence hémo- souhaitée, à partir d'une fréquence de 50 % environ de la fréquence propre.

Le taux maximum de ralentissement est obtenu quand apparaissent les complexes de fusion par interférence avec le rythme sinusal. Ce taux peut être élevé quand existe une conduction rétrograde ventriculo-auriculaire 1/1 qui est exceptionnelle chez le chien tout au moins.

Les interférences avec le rythme sinusal créent un danger de fibrillation ventriculaire.

Par ailleurs, pour des fréquences stimulatrices élevées, il est difficile d'obtenir une deuxième dépolarisation totalement inefficace sur la courbe de pression.

Avec cette méthode, l'augmentation maximale de la période cardiaque est de l'ordre de 60 % pour des fréquences allant de 80 à 150 par minute.

Un problème important est celui de la consommation d'oxygène car, à une fréquence hémodynamique égale à la fréquence

propre du coeur (la potentialisation est ici seule en cause, la durée de remplissage ventriculaire étant égale dans les deux cas) la consommation myocardique d'oxygène augmente de 24 à 90 %.

Cet accroissement de dépense énergétique est d'un mécanisme indéterminé actuellement.

Aussi, si cette méthode, qui permet la meilleure mise à profit possible de la potentialisation, peut être utilisée dans certaines insuffisances cardiaques à fréquences basses, elle nécessite un myocarde non ischémique.

La stimulation ventriculaire couplée consiste en l'introduction dans le cycle cardiaque, avec un délai réglable après la systole ventriculaire d'origine sinusale d'une nouvelle dépolarisation aussi prématurée que possible.

Le retard de cette extrasystole par rapport à l'onde R de l'E. C. G. est variable mais d'autant plus bref que la période est courte (proche de 190 ms pour le chien en moyenne).

Cette méthode permet de respecter pour la systole efficace la séquence mécanique auriculo-ventriculaire et la conduction intracardiaque éliminant ainsi les risques de fibrillation ventriculaire.

La fréquence des battements ventriculaires efficaces est égale à la moitié de la fréquence sinusale, avec une augmentation de la période cardiaque effective d'environ 105 % et une stabilité des

conditions hémodynamiques, alors que les besoins métaboliques ne semblent pas augmenter de manière sensible.

Le ralentissement de la fréquence favorise l'irrigation coronaire.

C'est donc une méthode peu dangereuse et économique mais qui nécessite un coeur régulier et rapide ; elle peut donc être appliquée dans les tachycardies rebelles au choc électrique, voire dans l'assistance circulatoire (insuffisances cardiaques post-opératoires, embolies pulmonaires) TORRESANI (170), PICK (137), BRAUNWALD (27).

Cependant, il faut envisager son application avec prudence en ce qui concerne les insuffisances cardiaques, car le problème des besoins métaboliques d'un coeur insuffisant qui augmente son travail lors d'une telle stimulation reste à aborder. Un déséquilibre peut se créer entre les besoins énergétiques (accrus par la potentialisation) et les possibilités d'irrigation myocardique.

En associant entraînement électrosystolique de l'oreillette et couplage ventriculaire, on pourrait peut être obtenir la fréquence cardiaque optimale.

*****

CONCLUSION

Malgré l'abondance des travaux consacrés à l'assistance circulatoire depuis 15 ans, les résultats peuvent paraître décevants.

En dehors même des obstacles dus aux circuits extra-corporels et à la prolongation de leur utilisation à des débits élevés, chaque méthode proposée pose des problèmes hémodynamiques particuliers.

En théorie, toutes les insuffisances cardiaques, irréductibles par les moyens thérapeutiques classiques, devraient bénéficier de l'assistance circulatoire. Cette assistance devant déboucher, soit vers une restauration spontanée de la fonction cardiaque, soit vers un traitement spécifique (chirurgical surtout).

Cependant, certaines réalisations méritent d'être signalées.

La dérivation veino-artérielle nécessite une harmonie rigoureuse entre la circulation naturelle et la C.E.C, si l'on veut éviter les répercussions indésirables.

Le débit sanguin, drainé par canulation périphérique à thorax fermé, n'est qu'une part (30 à 40 %) du débit cardiaque global.

Son transfert vers la C.E.C soulage les cavités droites mais non le coeur gauche. La pompe et le ventricule gauche s'associent pour assurer la pression artérielle, mais se trouvent en compétition. Cet effet est particulièrement évident et nocif au cours des défaillances ventriculaires gauchés expérimentales.

Le cloisonnement de l'aorte par un ballonnet proposé par KUHN a mis en évidence ce problème.

La réinjection diastolique du sang dérivé évite cette résistance à l'éjection ventriculaire gauche. Mais le débit drainé est insuffisant et cette méthode ne peut être proposée comme méthode sélective d'assistance du coeur gauche.

La dérivation sélective du ventricule gauche, qui peut être réalisée à thorax fermé, a montré qu'il fallait une déviation quasi-totale (au moins 80 %) pour voir baisser la consommation d'oxygène du ventricule gauche, reflet du travail de celui-ci.

Les résultats obtenus dans les défaillances expérimentales du ventricule gauche sont encourageantes, mais la réalisation en clinique humaine d'une perforation transeptale de coeurs pathologiques pose des problèmes en raison des complications possibles.

Avec l'assistance circulatoire synchronisée, en ce qui concerne le coeur gauche, deux techniques paraissent encourageantes :

1°. La contrepulsation artérielle, si elle est réalisée par

canulation artérielle périphérique, ne permet généralement pas l'aspiration d'un volume de sang suffisant pour diminuer de façon considérable la résistance à l'éjection ventriculaire gauche.

La contrepulsation doit donc être réalisée dans l'aorte proximale ; la mise en place d'un ventricule gauche para-aortique permet une dérivation à gros débit en aval du ventricule gauche et a eu, en clinique, des résultats immédiats favorables. Toutefois, elle nécessite une thoracotomie pour une durée d'utilisation relativement brève. D'autre part, pour cette méthode se posent des problèmes techniques : forme du ventricule, nature des parois en particulier.

2°. L'augmentation diastolique proposée par MOULOPOULOS, mobilise moins de sang que la contrepulsation, ne dérive pas le sang hors des vaisseaux, favorise la perfusion coronaire, et, en plus, est de réalisation facile.

3°. La stimulation ventriculaire couplée, divisant par deux la fréquence, induisant une potentialisation et une meilleure irrigation coronaire, peut être proposée dans les tachycardies régulières irréductibles.

. Eventuellement, on pourrait envisager d'associer deux méthodes : un entraînement électrosystolique de l'oreillette, avec un couplage ventriculaire et une assistance circulatoire mécanique synchronisée.

. Actuellement, devant l'échec d'une technique, il est

difficile de faire la part d'une erreur de principe de celle imputable à la technique elle-même, d'autant que viennent s'ajouter les phénomènes d'intolérance sanguine aux circuits artificiels.

Tant qu'il ne sera pas possible de poursuivre suffisamment longtemps telle ou telle technique, sans ajouter une agression supplémentaire, l'utilisation clinique restera extrêmement limitée.

*****

Vu, le Président de THESE,

Professeur A. MEYER.

Vu, le Doyen de la Faculté,

Professeur G. BROUET.

Vu, et permis d'imprimer,

Le Recteur de l'Académie de PARIS,

J. ROCHE.

*****

BIBLIOGRAPHIE

1°. AGRESS C. M - GLASSNER H. F. - BINDER M. J - FIELDS J.
Hemodynamic measurements in experimental coronary shock.
J. Appl. Physiol 1957, 10, 469.

2°. ANDSTADT G. L. - SCHIFF P. - BAUE A. -
Prolonged circulatory support by mechanical ventricular assistance
Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12, 69, 1966.

3°. ALLEN J. G.
Extracorporeal Circulation. Editeur : THOMAS - Springfield III -
I. Vol. 1958.

4°. ASHBAUGH D. G. - PATON B. C. SWANH
Prolonged partial perfusion in the dog. JAMA 179, 428 - 429, 1962.

5°. AVIADO D. M. - SCHMIDT C. F.
Réflexes from stretch receptors in bloods vessels heart and lungs -
Physiol. Reviews, 35, 247, 1955.

6°. BACANER M.
Human Heart failure and shock by means of a mechanical ventricular by-pass without oxygenation.
Ann. Int. Med. 55, 837 - 843, 1961.

7°. BACANER M. B. - CONOLLY J. E. - LOWEINSTEIN J.
Effects of partially shunting inoxygenated venous blood to a systemic artery in cardiac failure - Abstract clin Res. 6, 87, 1958.

8°. BACANER M. B. - CONOLLY J. - BRUNS D.
Veno arterial perfusion as therapy for the failing heart.
Abstract J. Clin Invest. 38, 984, 985, 1959.

9°. BACANER M. B. - CONOLLY J. - BRUNS D. L.
Mechanical veno arterial shunting as therapy for human and experimental heart failure and shock.
Abstract. Clin Res. 8, 95, 1960.

10°. BACANER M. B. - CONOLLY J. E. - BRUNS D. L.
The coronary blood flow as a critical determinant of cardiac performance and performant size.
Am. J. Med. 30, 392 - 404, 1961.

11°. BAIN W. H. - GLOVER M. M. - MACKEY W. A.
Assisted circulation for the relief of right heart strain.
British Heart J. 24, 201 - 206, 1962.

12°. BAIRD R. J. - LABROSSE C. J. - LAJOS T. Z. - THOMAS G. W. - BIGELOW W. G.
Effects of a selective by-pass of the left ventricle.
Abstract of the 35th Scientific Sessions A. M. A. - Circulation 26, 682, 1962.

13°. BAIRD R. J. - LABROSSE C. J. - LAJOS T. Z. - THOMAS G. W.
Effects of a selective by-pass of the left ventricle Circulation 27, 835 - 840, 1963.

14°. BAIRD R. J. - LABROSSE C. J. - LAJOS T. Z.
Survey of Mechanical assistance of circulation and the present status of left heart by-pass.
Canad. Med. Ass. J. 35, 646 - 651, 1966.

15°. BELL J. W. - BERETTA F. F.
Prolonged ventricular fibrillation - An experimental study in the closed animal using a pump-oxygenator.
J. Thovac and cardiovascul - Surg 38, 17 - 29 - 1959.

16°. BERAMN F. F. - AKMEN L. C.
Intraarterial infusion in treatment of shock resulting from coronary occlusion Amer Heart J. 43, 264, 1952.

17°. BERCU G. A. - DIETTERT G. A. - DANFORT W. H. - PUND E. E.
Disposable screen oxygenator for medical use -
Abstract of the 31st Scientific Session A. M. A. Circulation 18, 694, 1958.

18°. BERGENTZ S. E. - GRIEFF D. K.
Hemorragic shock : effects of pulsatile partial venoarterial by-pass with an oxygenator.
J. Surg. Res. 4, 322 - 328, 1964.

19°. BERNE R. M.
Regulation of coronary blood flow - Physiol. Review 1 44, 1964.

20°. BERNSTEIN E. F. - PERRY L. - BLACKSHEAR J. - And KELLER K. H.
Factors influencing erythocytes destruction in artificial organs.
Am. J. Surg. 114, 126 - 138, 1967.

21°. BIRTWELL W. C. - SOROFF H. S. - WALL M. - RISBERG A. - LEVINE H. J. - DETERLING R. A.
Assisted circulation - 1 - An improved method for counterpulsation.
TRANS. Am. Soc. Artif. Inteen organs 8, 35 - 42, 1962.

22°. BIRTWELL W. C. - SOROFF H. S. - SACHS B. F. - LEVINE H. J. - DETERLING R. A. -
Assisted circulation - The use of the lungs as a pump. A method for assisting pulmonary blood flow by varying airway pressure synchronously with the E. K. G.
Trans. Am. Soc. Artif Organs 9, 192 - 200, 1963.

23°. BIRTWELL W. C. - SOROFF H. S. - GIRON F. - THROWER B. W. - RUIZ U. - DETERLING R. A. -
Synchronous Assisted Circulation .
Canad. Med. Ass. J. - 95, 652 - 664, 1966.

24°. BOR N. M. - ENRIQUEZ F. - SCIARRA D. L. - JUVELLIER B. M. - NAVARRO A. -
Influence of total body perfusion on vascular permeability in endotoxin shock.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 9, 208 - 215, 1963.

25°. BOR N. M. - RIEBEN A. P.
Partial extracorporeal circulation in acute heart failure -
Am. J. Cardiol 8, 41 - 50, 1961.

26°. BRAUNWALD E. - SARNOFF S. J. - CASE R. B. - STAINSBY W.N. - WELCH G. H. Jr.
Hemodynamic determinants of coronary flow : effects of changes in aortic pressure and cardiac output on the relationship between myocardial oxygen consumption and the coronary flow.
Am. J. Physiol. 192, 157, 1958.

27°. BRAUNWALD E. - SONNENBLICK E. H. - ROSS J. - FROMMER P. L.
Paired electrical stimulation of the heart : A physiological riddle and a clinical challenge -
Circulation 32, 677 - 681, 1965.

28°. BRECHER G. A., GALLETTI P. M. :
Functional anatomy of cardiac pumping.
Handbook of physiology. Vol. II
Am. Physiol. Soc. WASHINGTON. 1963.

29°. BRINSFIELD D. E. - HOPF M. A. - GEERING R.B. - GALETTI P. M.
Hematological changes in long-term perfusion.
J. Applied Physiol. 17, 531 - 534, 1962.

30°. BRUKHONENKO S.
Circulation artificielle du sang dans l'organisme entier d'un chien avec coeur exclu.
J. Physiol and Path. Gén. 27, 257 - 272, 1929.

31°. BRUNET J. P. - SAUMONT R. - LESIGNE C. - DEGONDE J. - BOUVRAIN Y.
Essai de suppléance circulatoire par pulsation épicardique.
Arch. Mal. Coeur 12 - 1761 - 1769 - 1966.

32°. BRUNET J. P. - SAUMONT R. - LESIGNE C. - DEGONDE J. - BOUVRAIN Y.
Suppléance cardiaque par pulsation épicardique - Stade II - Adaptation du système vasculaire à une circulation artificielle pulsée.

33°. CALLAGHAN J. C. - CARDOZO D. - BORACHIA B. - ALEKSIUK A.
Study of prepulmonary by-pass in the development of an artificial placenta for prematurity and respiratory distress syndrom of the new born.
J. Thorac and Cardiov. Surg. 44, 600 - 607, 1962.

34°. CAPPELLETI R. R. - DENNIS C. - WESOLOWSKY S. A.
Protection from ventricular fibrillation by partial cardiopulmonary by-pass
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 8, 100 - 105, 1962.

35°. CASTEN G. G. - MURPHY W. P. - ALLEY J. C.
Augmentation of diastolic arterial pressure by mechanical means. Effect on coronary sinus flow;
Abstract. Circulation 16, 866, 1957.

36°. CLAUSS R. H. - BIRTWELL W. C. - ALBERTAL G. A. LUNZERS S. TAYLOR W. J. - FOSBERG A. M. - HARKEN D. E.
Assisted Circulation : I. The arterial counterpulsator.
J. Thorac and cardiovas. Surg. 41, 447 - 458, 1961.

36° bis. COUMEL P. - GOURGON R. - FABIATO A. - LAURENT D.
Etude sur l' assistance circulatoire. 1. Modalités de l'extrasystolie provoquée répétitive, et ralentissement de la fréquence cardiaque efficace.
Arch. Mal. Coeur I, 67 - 88, 1967.

37°. CLOWES G. H. A.
Extracorporeal maintenance of circulation and respiration.
Physiol. Reviews 40, 4, 826 - 919, 1960.

38°. CONOLLY J. E. - BACANER M. B. - BRUNS D. L. - LOWENSTEIN J. M. - STORLI E.
Mechanical support of the circulation in acute heart failure.
Surgery 44, 255 - 262, 1958.

39°. CONOLLY J. E. - BACANER M. B. - BRUNS D. L. - LOWENSTEIN J. M. - STORLI E.
The effect of veno arterial by-pass on coronary blood flow.
Arch. Surg. 81, 58 - 60, 1960.

40°. CONOLLY J. E.
An apraisal of method to support the circulation mechanically in acute heart failure.
J. Cardiov. Surgery 5, 3, 257, 1964.

41°. COOLEY B. A. - BEALL A. C. - ALEXANDER J. K.
Acute massive pulmonary embolism - Successfull surgical treatment using temporary cardiac pulmonary by-pass.
J. A. M. A. 177, 283 - 286, 1961.

42°. COOLEY B. A. - BEALL A. C.
Surgical treatment of acute massive pulmonary embolism using temporary cardiopulmonary by-pass.
Dis. Chest. 41, 102 - 104, 1962.

43°. COWLEY R. A. - DEMETRIADES A. - MANSBERGER A. R. - ESMOND W. G. - BESSMAN S.
Hemorragic shock in dogs treated with extracorporeal circulation. A study of survival time and blood chemistry levels.
Surgical Forum II, 110 - 112, 1960.

44°. CRONIN R. P. F. - CALATAYUD J. B.
Hemodynamic effects of synchronous arterio-arterial pumping after experimental myocardial infarction.
Am. J. Cardiol. II, 768 - 773, 1963.

45°. CROSS C. E. - RIEBEN A. P. - SALISBURY P.
Coronary driving pressure and vasmotor Tonus and determinants of coronary blood flow.
Circulation Research 9, 589, 1961.

46°. DAGGET W. M. - COOPER TH.
Relation of mechanical circulatory support to myocardial function and energy utilization.
Canad. Med. Ass. J. 95, 675, 1966.

47°. DENNIS D. - HALL D. P. - MORENO J. - SENNING A.
Reduction of internal work of the heart by left heart by-pass.
Abstract of the 34th Scientific Session - A. M. A. Circulation 24, 918, 1961.

48°. DENNIS C. - CARLENS E. - SENNING A. - HALL D. P. - MORENO J. R. CAPPELLETTI R. R. - WESOLOWSKY S. A.
Clinical use of a cannula for left heart by-pass without thoracotomy : Experimental protection against fibrillation by left heart by-pass.
Ann. Surg. 58, 623 - 637, 1962.

48° bis. DENNIS C. - HALL D.P. - MORENO J. - SENNING A.
Left atrial cannulation without thoracotomy for total left heart by-pass.
Acta chir. Scandin. 123, 267 è 279, 1962.

49°. DENNIS C. - HALL D.P. - MORENO J. - SENNING A.
Reduction of the oxygen utilisation of the heart by left heart by-pass.
Circulation Research 10, 298 - 305, 1962.

50°. DENNIS C. - HALL D.P. - MORENO J. - GROSZ C. - ROSS S.M. WESOLOWSKY S.A. - SENNING A.
Studies on external counterpulsation as a potential measure for acute left heart failure.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 9, 186 - 190, 1963.

51°. DICKSON J.F. - DOW J.W. - HAMER N.A.J.
Prolonged venoarterial pumping for circulation support.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs. 5, 210 - 217, 1959.

52°. DICKSON J.F. - DOW J.W. - HAMER N.A.J.
Veno arterial pumping for the relief of intractable cardiac failure in man.
A.M.A. Arch. Surg 78, 418 - 421, 1959.

53°. DICKSON J.F. - HAMER N.A.J. - DOW J.W.
A system for veno arterial pumping
Surgery 45, 288 - 291, 1959.

54°. DICKSON J.F. - DOW J.W., HAMER N.A.J.
Prolonged veno arterial pumping for circulation support.
Arch. Intern. Med. 106, 639 - 646, 1960.

55°. DICKSON J.F. - HAMER N.A.J. - DOW J.W.
The effects of veno arterial pumping for circulation support.
Arch. Surgery 80, 830 - 837, 1960.

56°. DOW J.W. - DICKSON J.F. - HAMER N.A.J.
Experimental evaluation of veno arterial pumping. A proposed technique for circulation support.
Dis. Chest 38, 323 - 331, 1960.

57°. DOWNING S. E.
Hemodynamic observations on partial cardiopulmonary by-pass in the intact dog : responses during acute supravalvular mitral stenosis.
YALE J. Biol. and Med. 35, 278 - 289, 1962.

58°. EDMUNDS L. H. - AUSTEN W. C. - SHAW R. S. - KOZMINSKI S.
Clinical and physiologic considerations of left heart by-pass during cardiac arrest.
J. Thorac and cardiov. Surg. 41, 356 - 367, 1961.

59°. FISHER J. H. - SMITH B. T.
Experimental prolonged partial whole body perfusion.
Surgical Forum 10, 602 - 604, 1959.

60°. FROMMER P. L. - BRAUNWALD F.
Coupled pacing of the ventricle to induce slowing and mecanical potentiation of the heart.
Proc. Conf. Eng. Med. Biol. 6, 21, 1964.

61°. FROMMER P. L.
Studies on coupled pacing technique and some comments on paired electrical stimulation.
Bull. N. Y. Acad. Med. 41, n° 6, 670 - 680, 1965.

62°. GALLETTI P. M.
Techniques de perfusion pulmonaire contrôlée.
Poumons - Coeur 15, 777 - 780 - 1959.

63°. GALLETTI P. M.
Physiologic principles of partial extracorporeal circulation for mé-chanical assistance of the failing heart.
Amer. J. Cardiol 7, 227 - 233, 1961.

64°. GALLETTI P. M.
Physiological basis for assisted circulation.
J. Mount Sinaï Hosp. N. Y. 38, 178 - 197, 1965.

65°. GALLETTI P. M. - BRECHER G. A.
Cardiovasculaire adaptation to partial heart lung by-pass.
Circulation Research 8, 609 - 615, 1960.

66°. GALLETTI P. M. - BRECHER G. A.
Heart lung by-pass - Principles and techniques of extracorporeal circulation .
Grune and Statton ed. 300 - 315, 1962.

67°. GALLETTI P. M. - BRECHER G. A. - HOPF M. A. - BRINSFIELD D.
Problems of venous pooling and edema in assisted circulation.
C. R. IV Congrès Intern. d'Angeiologie. PRAGUE 851 - 856, 1961.

68°. GALLETTI P. M. - HOPF M. A. - BRECHER G. A.
Problems associated with long lasting heart lung by-pass.
Trans. Amer. Soc. Artif Intern Organs 6, 180 - 187, 1960.

69°. GALLETTI P. M. - HOPF M. A. - PEIRCE E. D.
A membrane lung kidney.
Trans. Amer. Soc. Artif Intern Organs 8, 47 52, 1962.

70°. GALLETTI P. M. - SALISBURY P. F.
Physiological observations during partial perfusion of intact dogs with gravity inflow and out flow.
Trans. Am. Soc. Artif Intern Organs 4, 157, 1958.

71°. GIBBON J. J.
Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery.
Arch. Surg. 34, 1105 - 1131, 1937.

72°. GLENN W. W. L. - SEWELL W. H.
Experimental cardiac Surgery : I. Observations on the action of a pump designed to shunt the venous blood past the right heart directly into the pulmonary artery.
Surgery 28, 474, 1950.

73°. GLENN W. W. L. - SEWELL W. H.
II - Further observations on the development of a perfusion pump for the purpose of shunting the venous return directly into the pulmonary artery.
Surgical Forum I, 265, 1951.

74°. GLENN W. W. L. - MARAIST F. B.
Experimental cardiac Surgery : III - Coronary blood flow as measured directly with the caval venous return shunted past the right heart. Surgery 31, 146, 1952.

75°. GOLDFARB D. - KNICKERBOKER G. G. - JUDE J. R. - BAHSON H.T.
Circulatory support using a new system for selective diastolic augmentation.
Surgical Forum 14, 281 - 283, 1963.

76°. GOLDFARB D. - KNICKERBOKER G. G - JUDE J. R. -BAHSON H.T.
Treatment of circulatory failure with a new system for selective diastolic augmentation.
Surgery 56, 547 - 555, 1964.

77°. GORLIN R.
Studies on the regulation of the coronary circulation in man.
Am J. Med. 25, 37 - 42, 1958.

78°. GOURGON R. - GUEDON J. - HINGLAIS J. - SAUMONT R.
Indications et limites des circulations d'assistance.
Semaine des hopitaux 4, 219 - 227, 1965.

79°. GOURGON R. - HINGLAIS J. - SENOUSSI S. - FABIATO A.
Etude sur l'assistance circulatoire. Renforcement post extrasystolique. Etude expérimentale chez le chien normal et après administration d'un inhibiteur des B récepteurs adrénergiques.
Arch. Mal. Coeur 6, 821 - 842, 1967.

80°. GRADEL F. O. - AKUTSY T. - CHAPTAL P. A. - COTTLE H. R.
KANTROWITZ A. R. - KANTROWITZ A.
Prolonged arterio-arterial pumping in dogs with a mechanical auxiliary ventricle.
Ann. Surg. 163, 347 - 353, 1966.

81°. GREGG D. E. - GREEN H. D.
Effects of viscosity, ischemia cardiac output and aortic pressure on coronary blood flow measured under a constant perfusion pressure.
Amer J. Physiol 108, 130, 1948.

82°. GROSZ C. R. - DENNIS C. - ROSS S. M. - WESOLOWSKI S. A.
Studies on reduction of work of the left ventricle by application of synchronized external counter-pulsation.
Surgical Forum 14, 284 - 285, 1963.

83°. GUION et coll.
A prosthetic left ventricle enregized by an external replaceable actuator, and capable of intermittent or continuous pressure assist for the left ventricle.
Surg. Forum 16, 146 - 148, 1965.

84°. HALL D. P. - MORENO J. R. - DENNIS C. - SENNING A.
Experimental study of prolonged left heart by-pass without thoracotomy.
Ann. Surg. 156, 190, 1962.

85°. HALL D. P. - ELLISON L. T. - ELLISON R. G. - RADEGRAN K.
Effect of ventricular fibrillation during left heart by-pass - Proc of the 36th Scientific Session A. M. A.
Abstract Circulation 28, 732, 1963.

86°. HALL C. N. - LIOTTA D. - DEBAKEY M. E.
Bioengineering efforts in developing artificial hearts and assistors.
Am. J. Surgery 114, 24 - 30 1967.

87°. HAMER N. A. J. - DICKSON J. F. - DOW J. W.
Effect of prolonged venoarterial pumping on the circulation of the dog.
J. Thorac Surg. 37, 190 - 199, 1959.

88°. HARKEN D. E.
Assisted Circulation - Third Wozld Congress Cardiol. Bruxelles 1958.

89°. HARKINS G. H. - BRAMSON M. L.
Mechanical external cardiac massage for cardiac arrest and for support of the failing heart. A preliminary communication.
J. Surg. Res. I, 197, 1961.

90°. HELMSWORTH J. A. - CLARC L. C. Jr, KAPLAN S. - SHERMAN R. T. - LARGEN T.
Clinical use of extracorporeal oxygenation with oxygenator pump.
J. A. M. A. 150, 451 - 453, 1952.

91°. HEYER H. E.
A clinical Stydy of shock occuring acute myocardial infarction
Amer Heart J. 62, 436, 1961.

92°. HINGLAIS J. - GOURGON R. - WEISS M.
Les assistances cardio-circulatoires - Revue bibliographique. Problèmes actuels.
Coeur et Med. Int. IV, 85 - 100, 1965.

93°. HOFFMAN B. F. - GORIN E. F. - WAX F. S. - SIEBENS A. A. - BROOKS C. M. C.
Vulnerability to fibrillation and the ventricular excitability curve
Amer. J. Physiol 167, 88 - 94, 1951.

94°. HOFF M. A. - BRINSFIELD D. E. - MARTINEZ F. J. - GALLETTI P. M
Laboratory experience with long lasting perfusion.
Trans. Am. Soc. Artif Intern Organs 8, 57 - 63, 1962.

95°. HOPPE M. A. - GALLETTI P. M.
Balance of blood flow and gas exhange during partial heart lung by-pass.
J. Applied Physiol. 18, 251 - 254, 1963.

96°. JACOBEY J. A. - TAYLOR W. J. - SMITH G. T. - GORLIN R. - HARKEN D. E.
New therapeutic approach to coronary occlusion
Surgical Forum 12, 225, 1961.

97°. JACOBEY J. A. - TAYLOR W. J. - SMITH G. T. - GORLIN R. - HARKEN D. E.
A new therapeutic approach to acute coronary occlusion.
I : Production of standardized coronary occlusion with microspheres.
Am. J. Cardiol 90, 60 - 73, 1962.

98°. JACOBEY J. A. - TAYLOR W. J. - SMITH G. T. - GORLIN R. - HARKEN D. E.
A new therapeutic approach to acute coronary occlusion.
II : Opening dormant coronary collateral channels by counterpulsation.
Am. J. Cardiol II, 218 - 227, 1963.

99°. KANTROWITZ A. - KANTROWITZ A.
Experimental augmentation of the coronary flow by retardation of the arterial pressure pulse.
Surg. 34, 678, 1953.

100°. KANTROWITZ A. - Mc KINNON W. M. P.
The experimental use of the diaphragm as an auxiliary myocardium.
Surg. Forum 9, 266 - 268. 1958.

101°. KANTROWITZ A.
Functionning autogenous muscle used experimentaly as an auxiliary ventricle.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 6, 305 - 307, 1960.

102°. KANTROWITZ A. - NOSE Y. - RUSSEL F. - GRADEL F.
A plastic auxiliary ventricle permanently implanted in the Chest.
Bull. N. Y. Acad. Med. 40, 982, 1964.

103°. KANTROWITZ A.- TETSUKO A. - CHAPTAL P. A. - KRAKAUER J. - KANTROWITZ A. R. - JONES R. T.
Clinical experience with an implanted mechanical auxiliary ventricle.
J.A.M.A. 157, 525 - 529, 1966.

104°. KANTROWITZ A. - SHERMAN J. L. - KRAKAUER J.
Expérience clinique de l'assistance circulatoire permanente.
Acquis. Nouv. en pathol. card-vascul. X, 2, 151 - 161, 1967.

105°. KANTROWITZ A. - STEINAR TJONNELAND, - FREED J. P. - PHILLIPS S. J. - BUTNER A. N. - SHERMAN J. L.
Initial clinical experience with intraaortic ballon pumping in cardiogenic shock.
J.A.M.A. 203, 113 - 118, 1968.

106°. KIRBY
Discussion.
Trans. Am. Soc. Artif Intern Organs 6, 189, 1960.

107°. KOBOLOW T. - BOWMAN R. L.
Biventricular cardiac assistance energized by sucion actreaced. Recoil of a single ventricle.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 11, 59, 1965.

108°. KOTTMEIER P. K. - COTTLE H. R. - ADAMSONS J. - STUCKEY J. H.
Pathological changes after partial and total cardiopulmonary by-pass in humans and animals.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs.

109°. KRASNA I. H. - STEINFELD L. - KREEL I. - BARONOFSKYI. D.
Prolonged veno-venous perfusion with oxygenation in experimental hypoxia of respiratory origin.
Surg. Forum II, 218 - 220 - 1960.

110°. KRASNA I. H. - STEINFELD L. - KREEL I. - BARONOFSKY I. D.
Studies in prolonged veno-venous perfusion with oxygenation in hypoxia of respiratory origin.
J. Thorac. and cardiov. Surg. 43, 135 - 138, 1962.

111°. KUHN L. A. - GRUBER F. Z. - FRANKEL A. - KUPPER S.
The use of closed chest extracorporeal circulation without oxygenation in acute myocardial infarction with shock.
Surg. Forum 10, 616 - 621, 1959.

112°. KUHN L. A. - GRUBER F. L. - FRANKEL A. - KUPPER S.
Hemodynamic effects of extracorporeal circulation in closed chest normal animals and in those with myocardial infarction with shock.
Circulation Res. 8, 199 - 206, 1960.

113°. KUHN L. A. - GRUBER F. L. - FRANKEL A. - KUPFER S.
Hemodynamic effects of balloon obstruction of the abdominal aorta and superior vena caval distal aortic shinting in dogs with myocardial infarction and shock.
Am. J. Cardiol 7, 218 - 226, 1961.

114°. KUHN L. A.
Extracorporeal circulatory support in cardiac disease. Editorial.
Am. J. Cardiol 10, 149 - 154, 1962.

115°. KUSSEROW B. K. - CLAPP J. F. - KINDERSTIN R. A.
Partial substitution of ventricular function over extended periods by a mechanical pump.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 7, 332, 1961.

116°. LAURENT D. - GOURGON R. - HINGLAIS J.
La stimulation ventriculaire retardée. Méthode d'extrasystolic provoquée répétitive.
Coeur et Med. Int. 5, 183 - 196, 1965.

117°. LEFEMINE A. A. - LOW H. B. C. - COHEN M. L. - HARKEN D. E.
Assisted circulation : II/ The effect of heart rate on synchronized arterial counterpulsation.
Am. Heart. J. 64, 779 - 788, 1962.

118°. LEFEMINE A. A. - LUNZER S. - HARKEN D. E.
Assisted circulation by veno-arterial by-pass. Underlying principles and clinical application with report of two cases.
J. A. M. A. 182 , 1018 - 1022, 1962.

119°. LEFEMINE A. A. - LOW H. B. C. - COHEN M. L. - LUNZER S. - HARKEN D. E.
Assisted circulation - III/ The effect of synchronized arterial counterpulsation on myocardial consumption and coronary flow.
Am. Heart J. 64, 789 - 795, 1962.

120°. LIOTTA D. - CRAWFORD E. S. - COOLEY D. A. - De BAKEY M. E. De URQUIA M. - FELDMAN L.
Prolonged partial left ventricular by-pass by means of an intrathoracic pump implanted in the left chest.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 8, 90 - 99, 1962.

121°. LIOTTA D. - DESCOTTES J. P. - COOLEY D. A. - CRAWFORD E. - MORRIS G. C. - HEULEY W. S. - De BAKEY M. E.
L'assistance circulatoire prolongée par pompe intrathoracique réalisant un by-pass partiel du ventricule gauche.
Semaine des Hopitaux, Ann. Chir. 2, 108 - 114, 1963.

122°. LIOTTA D. - HALL C. W. - HEULEY W. S. - BEALL A. C. - COOLEY D. A. - De BAKEY M. E.
Prolonged assisted circulation during and after heartor aortic Surgery. Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 9, 182 - 185, 1963.

123°. LIOTTA D. - HALL C. W. - HEULEY W. S. - COOLEY D. A. - De BAKEY M. E.
Prolonged ventricular by-pass with intraortic pumps.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 10, 154 - 156, 1964.

124°. LIOTTA D. et coll.
Recent modifications of the implantable ventricular by-pass.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs II, 284 - 288, 1965.

125°. MOE G. K. - ABILOSKOV J. A. - MENDEZ C.
An experimental study of concealed conduction.
Am. Heart J. 67, 338 - 356, 1954.

126°. MORENO J. R. - SENNING A. - OVENFORS C. O. DENNIS C. - HALL D. P.
Angiographic studies during total left heart by-pass without thoracotomy.
Acta Radiol 57, 17 - 23, 1962.

127°. MOULOPOULOS S. D. - TOPAZ S. - KOLFF W. J.
Extracorporeal assistance to the circulation and intraaortic balloon pumping.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 8, 85 - 87, 1962.

128°. MOULOPOULOS S. D. - TOPAZ S. - KOLFF W. J.
Diastolic balloon pumping (with carbon dioxide) in the aorta : A mechanical assistance to the failing circulation.
Am. Heart J. 63, 669 - 675, 1962.

129°. MURPHY W. P. Jr.
The cardiac programmer to trigger an arterial pump.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 7, 361 - 368, 1961.

130°. MUTO R. - WALTHER R. J. - SISE H. S.
A new cannula for by-pass of left ventricle using antogenous lung oxygenation and a closed pumping system.
J. Thorac and cardiovasc Surgery 41, 635 - 642, 1961.

131°. NEWMAN M. M. - STUCKEY J. H. - LEVOWITZ B. S. - YOUNG L. A. - DENNIS C. - FRIES C. - GORAYER E. J. - ZUDHI M. - KARISON K. E. - ADLER - GLIEDMAN M.
Complete and partial perfusion of animal and human subjects with the pump oxygenator. A study of factors yielding consistent survival, successfull application to one case.
Surgery 38, 30 - 37, 1955.

132°. NOSE Y. - SCHAMAUN M. - KANTROWITZ A.
Experimental use of an electronically controlled prostesis of an auxiliary left ventricle.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 9, 269 - 274. 1963.

133°. NOSE Y. - GRADEL F. - KANTROWITZ A. - RUSSEL F.
Long term operation of an electronically controlled, plastic, auxiliary ventricle in conscious dog.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 10, 140 - 146, 1964.

134°. NOSE Y. - RUSSEL F. - GRADEL F. - KANTROWITZ A.
Permanently implanted plastic, auxiliary left ventricle.
Surgical Forum 15, 269 - 271, 1964.

135°. OSBORN J. J. - RUSSI M. - SALEL A. - BRAMSON M. L. - GERBODE F.
Diastolic augmentation by external pulsed pressure - 15th conf. on engineering in Med. and Biol. Chicago. 4 niv. 1962.

136°. PATT H. H. - CLIFT J. V. - LOH P. B. - ROA J. C. - WEXLER J. SELIGMAN A. M.
Veno-arterial pumping in normal dogs and dogs with coronary occlusion.
J. Thorac and cardiov. Surg. 39, 464 - 467, 1960.

137°. PICK A. - LANGENDORF R.
After effects of paired cardiac excitation in clinical electrocardiagrams.
Bull. N. Y. Acad. Med. 41, 606 - 615, 1965.

138°. RASCHKIND W. J. - FREEMAN A. - KLEIN D.
Prolonged extracorporeal circulation in apneic dogs with pumpless oxygenator.
Abstract - circulation 24, 1017 - 1018, 1961.

139°. REED W. A.
Physiologic charges associated with prolonged veno-arterial perfusion : evaluation in acute pulmonary embolism in dogs.
J. A. M. A. 179, 424 - 427, 1962.

140°. ROSE J. C. - BROIDA H. P. - HUFNAGEL C. A. - GILLEPSIE J. F. RABILLE P. J. - FREIS E. D.
A method for the study of the circulation in the dog using a mechanical left ventricle.
J. Appl. Physiol. 7, 580 - 584, 1955.

141°. ROSENWEIG E. et coll.
Mechanical augmentation of coronary circulation in the ischemic heart. Angiographic and hemodynamic correlation with prolonged survived.
J. Thorac and cardiovas. Surg. 54, 839 - 849, 1967.

142°. RUTHEFORD R. B. - SWAN H.
Experimental partial perfusion -
Surgical Forum II, 212 - 214, 1960.

143°. SACHS B. F. - SOROFF H. S. - BIRTWELL W. C. - LEVINE H. J. DETERLING R. A.
Effects of extended periods of counterpulsation.
Abstract of the 36th Scientific Session. Circulation 28, 795, 1963.

144°. SALISBURY P. F. - BOR N. - LEWIN R. J. - RIEBEN P. A.
Effects of partial and of total heart lung by-pass on the heart.
J. Appl. Physiol 14, 458 - 463, 1959.

145°. SALISBURY P. F. - BOR N. - LEWIN R. J. - RIEBEN P. A. - CROSS C. E.
Effects of partial and of total heart lung by-pass on the circulation.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 5, 197, 1959.

146°. SALISBURY P. F. - CROSS C. E. - RIEBEN P. A. - LEWIN R. J.
Comparison of two types of mechanical assistance in experimental heart failure.
Circulation Research 8, 431 - 439, 1960.

147°. SALISBURY P. F. - CROSS C. E. - RIEBEN P. A. - LEWIN R. J.
Physiological mechanism wich explain the effects of veno-arterial pumping and of left ventricular by-pass in experimental failure.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 6, 176 - 179, 1960.

148°. SALISBURY P. F. - GALLETTI P. M. - PEIRCE E. C. - KOLF W. J.
Discussion.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 8, 88 - 89, 1962.

149°. SARNOFF S.J. - BRAUNWALD E. - WELCH H.G. Jr. - CASE R.B. - STAINSBY W.N. - MACRUZ R.
Hemodynamic determinants of oxygen consumption of the heart with special reference to the Tension Time - Index.
Am. J. Physiol 192, 148 - 156, 1958.

150°. SARNOFF S.J. - GILMORE J.P. - WALLACE A.G. - SKINNER N.S. - MITCHELL J.H. - DAGGET W.M.
Effects of acetylstrophantidin therapy on cardiac, oxygen consumption and efficency in the isolated heard with and without hypoxia.
Am. J. Med. 37, 3, 1964.

151°. SARNOFF S.J. - GILMORE J.P. - MYRON L. - WEISFELDT M.L. DAGETT W.N. - MANSFIELD P.B.
Influence of norepinephrine on myocardial oxygen consumption under controlled hemodynamic conditions.
Am. J. Cardiol. 16, 217, 1965.

151° bis. SARNOFF S.J. - CASE R.B. - WAITHE P.E. - ISAACS J.P. - Insufficient coronary flow and myocardial failure as a complicating factor in late and hemorragic shock.
Am. J. Physiol. 176, 439, 1954.

152°. SCHRAMEL R. - CHAPMAN W. - WEIFFENBACH E. - CREECH O.
Treatment of respiratory insufficiency by prolonged extra-corporeal circulation . Experimental observations.
J. Thorac and cardiovasc. Surg. 42, 804 - 813, 1961.

153°. Pulmonary embolectomy - Successful of a massive pulmonary embolism with support of cardiopulmonary by-pass.
Ann. Surg. 156, 1 - 4, 1962.

154°. SIEBENS A.A. - HOFFMAN B.F. - CRANEFIELD P.F. - Mc BROOKS C.
Regulation of contractile force during ventricular arrythmias.
Am. J. Physiol 197, 971 - 977, 1959.

155°. SILBER F.N. - LEVIN B.D. - BECKER G. - LEVY R.C.
Treatment of shock in recent myocardial infarction by intra-arterial transfusion.
J.A.M.A. 147, 1626, 1951.

156°. SKINNER D. B. et coll.
Application of mechanical ventricular assistance.
Ann. Surg. 166, 500 - 512, 1967.

157°. SKINNER D. B. et coll.
Mechanical ventricular assistance in human beings.
Ann. Thorac. Surg. 5, 131 - 140, 1968.

158°. SONNENBLICK E. H. - ROSS J. - COWELL J. W. - KAISER G.A. BRAUNWALD E.
Velocity of contraction as a determinant of myocardial oxygen consumption.
Am. J. Physiol 209, 919 - 928, 1965.

159°. SOROFF M. S. - BIRTWELL W. C. - LEVINE H. J. - DETERLING R. A.
Studies of hemodynamic and metabolic effects of counter-pulsation.
Circulation 26, 789, 1962.

160°. SOROFF H. S. - LEVINE H. J. - SACHS V. F. - BIRTWELL W. C. - DETERLING R. A.
Assisted circulation : II / Effects of counterpulsation on left ventricular consumption and hemodynamics.
Circulation 27, 722 - 731, 1963.

161°. SOROFF H. S. - BIRTWELL W. C. - SACHS V. F. - BIRTWELL W. C. DETERLING R. A.
Assisted Circulation : VI / Studies of the hemodynamic effects of varying intrathoracic pressures synchronously with the electro-cardiogram.
Circulation 28, 810, 1963.

162°. SOROFF H. S. - RUIZ U. - BIRTWELL W. C. - DETERLING R. A.
Synchronous external circulatory assist.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 10, 79 - 84, 1964.

163°. STORLI E. A. - CONOLLY J. E. - BACANER M. B. - BRUNS D. L.
The relationship of coronary blood flow to the effectiveness of mechanical support of the circulation in acute heart failure.
Surgical Forum II, 214 - 216, 1960.

164°. STUCKEY J. H. - NEWMAN M. M. - DENNIS C. - BERG E. M. GOODMAN S. E. - FRIES C. C. - KARISON K. E. - BLUMENFELD M. - WEITZNER S. W. - BINDER L. S. - WINSTON A.
The use of the heart-lung machine in selected cases of acute myocardial infarction.
Surg. Forum 8, 342 - 344, 1957.

165°. THROWER W. B. - WEITH F. J. - LUNZER S. - HARKEN D. E.
The effect of partial extra-corporeal by-pass on sodium excretion in normal dogs and in those with heart failure.
Surg. Gyn. and Obstet. 110, 19 - 26, 1960.

166°. TOMIN R. - KONTAXIS A. - WITTELS B. - GRIGGS R. - NEVILLE W. E. - CLOWES G. H. A.
Pulmonary changes secondary to prolonged perfusion.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 7, 187 - 197, 1961.

167°. TORRESANI J. - JOBIN A. - DEVIN R. - HENRY E. - JOUVE A.
Assistance cardiaque par la méthode de la contrepulsation diastolique. 1/ Premiers résultats expérimentaux.
Arch. Mal. Coeur 57, 873 - 881, 1964.

168°. TORRESANI J. - DEVIN R. - JOBIN A. - JUHAN C. - OHRESSER P. - HENRY E. - JOUVE A.
Assistance cardiaque par contrepulsation diastolique. Applications cliniques.
Marseille Médical 101, 417, 1964.

169°. TORRESANI J. - JOBIN A. - DEVIN R. - HENRY E. - JOUVE A.
Les circulations assistées.
Réan. et Org. Artif. 1, 89 - 103, 1964.

170°. TORRESANI J. - ARNOUX M. - JOBIN A. - GIRAUD M. - HENRY E. - JOUVE E.
Le ralentissement cardiaque par stimulation électrique.
Arch. Mal. Coeur 58, 591 - 592, et 1669 - 1679, 1965.

171°. WATKINS D. H. - DUCHESNE E. R.
Postsystolic myocardial augmentation - 1/ Effect upon an induced shock state.
Proc. Soc. Exper. Biol. and Med. 107, 659 - 662, 1961.

172°. WATKINS D. H. - DUCHESNE E. R.
Postsystolic myocardial augmentation. 1/ Developmental consideration and technic.
A. M. A. Arch. Surg. 82, 839 - 855, 1961.

173°. WATKINS D. H. - DUCHESNE E. R.
Postsystolic myocardial augmentation. Physiological considérations and technique.
J. Appl. Physiol. 17, 61 - 66, 1962.

174°. WATKINS D. H. - DUCHESNE E. R. - POLLOCK B. E.
Coordinated postsystolic myocardial augmentation combined with systolic neutralization : development and clinical application to the failing heart.
J. Thorac and cardiov. Surg. 43, 1 - 16 et 32 - 37, 1962.

175°. WILKENS H. - REGELSON W. - HOFFMEISTER F. S.
The physiological importance of pulsatile blood flow.
New England J. Med. 267, 443 - 446, 1962.

176°. WORTHINGTON G. - SCHENCK W. G. - GALLO E. - MANHNLOSER P. B.
Current status of counterpulsation in cardiac assistance.
Canad. Med. Ass. J. 95, 664 - 665, 1966.

177°. WYMAN M. G. - WEIL M. H. - BLANKENHORN J. V.
Partial cardiopulmonary by-pass utilizing selective veno-arterial perfusion.
Abstract. J. Clin. Invest 38, 1056 - 1057, 1959.

178°. WYMAN M. C. - WEIL M. H. - BLANKENHORN J. V.
Reduction of cardiac work during venous blood perfusion of lower body.
J. Appl. Physiol 17, 54 - 60, 1960.

179°. ZADCKUCK R. - HAMARDA F. - MOULDER P.V. - ADAMS W.E.
Maintenance of the circulation in cardiac asystole by mechanical pulsation.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern Organs 12, 72, 1966.

*****